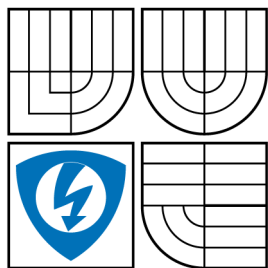


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ



MAGISTERSKÝ STUDIJNÍ OBOR
BIOMEDICÍNSKÉ A EKOLOGICÍ INŽENÝRSTVÍ

AKVIZIČNÍ KONTRAST PŘI PROJEKČNÍM A PROJEKČNĚ-REKONSTRUKČNÍM ZOBRAZENÍ ACQUISITION CONTRAST OF X-RAY PROJECTION AND PROJECTION-RECONSTRUCTION IMAGING

SEMESTRÁLNÍ PROJEKT
MM2B

AUTOR PRÁCE

BC. LUKÁŠ ZUBAL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. ALEŠ DRASTICH, CSC.

BRNO 2009

ZDE VLOŽIT LIST ZADÁNÍ

Z důvodu správného číslování stránek

ZDE VLOŽIT PRVNÍ LIST LICENČNÍ
SMOUVY

Z důvodu správného číslování stránek

ZDE VLOŽIT DRUHÝ LIST LICENČNÍ
SMOUVY

ABSTRAKT

Výsledkem práce je počítačový program, který nejprve simuluje projekční a projekčně-rekonstrukční zobrazení ve voxelovém prostoru, poté uživateli osvětlí pojem akviziční kontrast v obrazech projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení. Práce podrobně rozebírá algoritmy pro výpočet paprskového integrálu, projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení. Též se věnuje možnostem moderní počítačové grafiky.

KLÍČOVÁ SLOVA

Akviziční kontrast, projekční a projekčně-rekonstrukční zobrazení, počítačová grafika

ABSTRACT

The work resulted in computer application which simulates X-ray projection and projection-reconstruction imaging in voxel space. Application user becomes acquainted with terms of acquisition contrast of X-ray projection and projection-reconstruction imaging. The thesis takes detailed look at algorithms of computing ray integrals and X-ray projection and projection-reconstruction imaging. The potential of modern computer graphics is also discussed.

KEYWORDS

Acquisition contrast, X-ray projection and projection-reconstruction imaging, Computer graphics

Zubal L. Akviziční kontrast při projekčním a projekčně-rekonstrukčním zobrazení. Brno: FEKT VUT v Brně, 2009. 78 s., 2 příl.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Akviziční kontrast při projekčním a projekčně-rekonstrukčním zobrazení“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Sem lze vložit poděkování

Není však nutné

OBSAH

1	Úvod	15
2	Teorie procesu zobrazení	16
2.1	Proces zobrazení	16
2.2	Elektromagnetické vlnění	17
2.3	Teorie vzniku a vyjádření obrazové informace	18
2.3.1	Primární parametrické pole	19
2.3.2	Výsledné parametrické pole	19
2.3.3	Fourierova transformace parametrického pole(FT)	20
2.3.4	Kontrast	20
3	Konvenční rentgenové zobrazovací systémy	22
3.1	Signál nesoucí informaci o primárním parametrickém poli	22
3.1.1	Signálový radiační tok	22
3.1.2	Zdroje rentgenového záření	23
3.2	Primární parametrické pole rentgenových zobrazovacích systémů	24
3.3	Principy konstrukce konvenčních rentgenů	25
3.3.1	VN generátor	25
3.3.2	Zpracování signálové radiace	26
3.3.3	Detekce signálové radiace konvenčních rentgenů	27
4	Systémy rentgenové výpočetní tomografie - CT RTG ZS	28
4.1	Základní odlišnosti systému CT RTG ZS a RTG ZS	28
4.2	Základní princip sberu obrazových dat CT RTG ZS	28
4.3	Primární parametrické pole CT RTG ZS	28
4.4	Modulace signálového radiačního toku CT RTG ZS	30
4.5	CT číslo - Hounsfieldova jednotka	30
4.6	Základní skenovací módy a skenovací parametry	31
4.7	Základní principy konstrukce CT RTG ZS	31
4.8	Zpracování a detekce radiačního signálu u CT RTG ZS 3.generace	33
4.8.1	Akviziční geometrie	33
4.8.2	Detekční geometrie	33
4.9	Komponenty detekční soustavy	34
4.10	Rekonstrukce obrazu z projekcí	34
5	Artefakty projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení	37

6	Definice úlohy	40
6.1	Uspořádání procesu zobrazení	40
6.1.1	Akviziční geometrie	40
6.1.2	Detekční geometrie	41
6.1.3	Definování scény	41
6.1.4	Definice akvizičního kontrastu ve scéně a způsob jeho vyhodnocení	43
7	Základní algoritmy pro výpočet řezu , projekčního zobrazení a projekčně rekonstrukčního zobrazení	45
7.1	Interpolace	45
7.1.1	Nearest neighbour - nejbližší soused	45
7.1.2	linear - lineární	45
7.1.3	mean - průměr	46
7.2	Výpočet paprskového integrálu	47
7.3	Výpočet bodů roviny	48
7.4	Výpočet řezu rovinou	49
7.5	Výpočet projekčního zobrazení	49
7.6	Výpočet projekčně-rekonstrukčního zobrazení	49
8	Programové vybavení	51
8.1	Matlab	51
8.2	C++	51
8.2.1	VTK	51
8.2.2	KWWidgets	52
9	Řešení programu	53
9.1	Schéma programu, grafické rozhraní a stručné vysvětlení základních bloků	53
9.1.1	Stručné vysvětlení základních bloků	54
9.2	Podrobné rozebání vybraných bloků programu a programovacích prostředků	55
9.2.1	Vizualizační prostředky	55
9.2.2	Generování potřebných bodů a vektorů potřebných pro generování akviziční geometrie - boxWidget	58
9.2.3	Prostředky pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení	59
9.2.4	Prostředky pro výpočet akvizičního kontrastu	61

10 Dosažené výsledky	62
10.1 Vliv vzorkování	62
10.2 Vliv scény	63
10.2.1 Vliv velikostí útlumu v menší a větší kouli	63
10.2.2 Vliv velikostí menší koule	63
10.2.3 Vliv vzdálenosti rentgenka-detektory na poměrnou velikost průmětu koulí u projekčního zobrazení	63
11 Závěr	67
Literatura	68
Seznam symbolů, veličin a zkratk	69
Seznam příloh	70
A Manuál k programu Akviziční kontrast	71
A.1 Část akvizice	71
A.2 Část akviziční kontrast	72
B Návod do laboratoří	75
B.1 Akviziční kontrast při projekčním a projekčně-rekonstrukčním zobrazení	75

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Obecné schéma procesu zobrazení [1]	17
2.2	Pohled na proces zobrazení jako na systém [1]	19
2.3	Grafické znázornění MTF a jejího vlivu na kontrast v obraze [1]	21
3.1	Závislost generovaného spektra rtg záření na anodovém napětí [1] . .	23
3.2	Schema rentgenky s rotační anodou [1]	23
3.3	Definice elektronového, termického a optického ohniska rentgenky [1]	24
3.4	Vznik poslostínu v důsledku nenulové velikosti ohniska rentgenky . .	24
3.5	Schematické znázornění rtg procesu zobrazení [1]	26
4.1	Princip sběru obrazových dat CT RTG ZS [2]	29
4.2	Diskretizace primárního parametru u CT RTG ZS [2]	29
4.3	Skenování scény [1]	30
4.4	Nelinearita způsobená jevem utvrzování svazku [1]	30
4.5	Princip sběru dat u první a druhé generace CT RTG ZS [2]	32
4.6	Princip sběru dat u třetí generace CT RTG ZS [2]	32
4.7	Uspořádání detekční soustavy 3. generace CT RTG ZS [1]	34
4.8	Krátká a dlouhá akviziční geometrie [1]	34
4.9	Srovnání rekonstrukčních technik - prostá a filtrovaná zpětná projekce[1]	36
4.10	Frekvenční a impulsní charakteristiky vybraných filtrů užívaných při filtrované zpětné projekci [1]	36
5.1	Projev jevu utvrzování svazku na homogenní scéně [1]	37
5.2	Frekvenční a impulsní charakteristiky vybraných filtrů užívaných při filtrované zpětné projekci [1]	37
5.3	Projev "metal artefaktu" na projekci a jeho následné potlačení [1] . .	38
5.4	Ukázky kruhového artefatu [1]	38
6.1	Schéma uspořádání akviziční geometrie	40
6.2	Schéma uspořádání detekční geometrie	40
6.3	Definice parametrů scény	41
6.4	Volume rendering scény	41
6.5	Hounsfieldova stupnice CT hodnot	42
6.6	3D vizualizace uspořádání úlohy	42
6.7	Obrazy po akvizici: řez scénou, projekčně-rekonstrukční zobrazení, projekční zobrazení.	43
6.8	Řezy obrazů po akvizici: řez scénou, projekčně-rekonstrukční zobra- zení, projekční zobrazení. S vyznačenými průměrnými hodnotami v oblastech, které odpovídají velikosti koulí	44
7.1	nejbližší soused interpolace	46
7.2	lineární interpolace	46

7.3	výpočet přímkového integrálu	48
7.4	výpočet bodů roviny	48
7.5	způsob výpočtu projekčního zobrazení	49
7.6	výpočet radonovy transformace	49
9.1	Schéma programu	53
9.2	Grafické rozhraní programu - část pro akvizici dat	55
9.3	Grafické rozhraní programu - část pro hodnocení akvizičního kontrastu	56
9.4	Demonstrace homogenní transformace	58
9.5	Ray cast volume rendering hlavy člověka(velikost obrazových dat je 64x64x93)	58
10.1	Řezy scénou - ztráta prostorového rozlišení v závislosti na počtu bodů řezu(30x30,60x60,110x110)	62
10.2	Projekčně-rekonstrukční zobrazení - ztráta prostorového rozlišení v zá- vislosti na počtu detektorů na projekci (30,60,110)	62
10.3	Projekční zobrazení - ztráta prostorového rozlišení v závislosti na počtu detektorů mozaiky(30x30,60x60,110x110)	63
10.4	Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení: $\mu_1 = 2000$ $\mu_2 = 4000$	64
10.5	Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení: $\mu_1 = 4000$ $\mu_2 = 2000$	65
10.6	Závislost akvizičního kontrastu(dole) na velikosti menší koule(20, 40 , 60), velikost větší koule je konstantně 80	66
A.1	Obrázek nápovědy sloužící k vysvětlení parametrů akvizice a scény .	72
A.2	Část akvizice grafického rozhraní	73
A.3	Část akvizičního kontrast grafického rozhraní	74
B.1	Část akvizice grafického rozhraní	76
B.2	Obrázek nápovědy sloužící k vysvětlení parametrů akvizice a scény .	77

SEZNAM TABULEK

2.1	Definice radiometrických veličin	18
-----	--	----

1 ÚVOD

Tento projekt se zabývá základními principy funkce klasických rentgenových systémů a systémů počítačové tomografie(CT). Teoretická část práce se věnuje celému řetězci procesu zobrazení počínaje generací nosného signálu, jeho modulací primárním parametrickým polem, snímáním, zpracováním a především hodnocením kvality obrazu s důrazem na akviziční kontrast. Praktická část se celá věnuje setavení počítačového programu, který bude tvořit laboratorní úlohu. Tento program nejprve simuluje proces zobrazení při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení. Výsledné obrazy jsou pak zpracovány a poté zobrazeny tak, aby uživateli programu osvětlili pojem akviziční kontrast. Důraz je kladen na to, aby byl okamžitě a přehledně patrný rozdíl v akvizičním kontrastu při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení. Během práce bylo po konzultacích s vedoucím zadání průběžně upraveno na obsah této práce.

2 TEORIE PROCESU ZOBRAZENÍ

2.1 Proces zobrazení

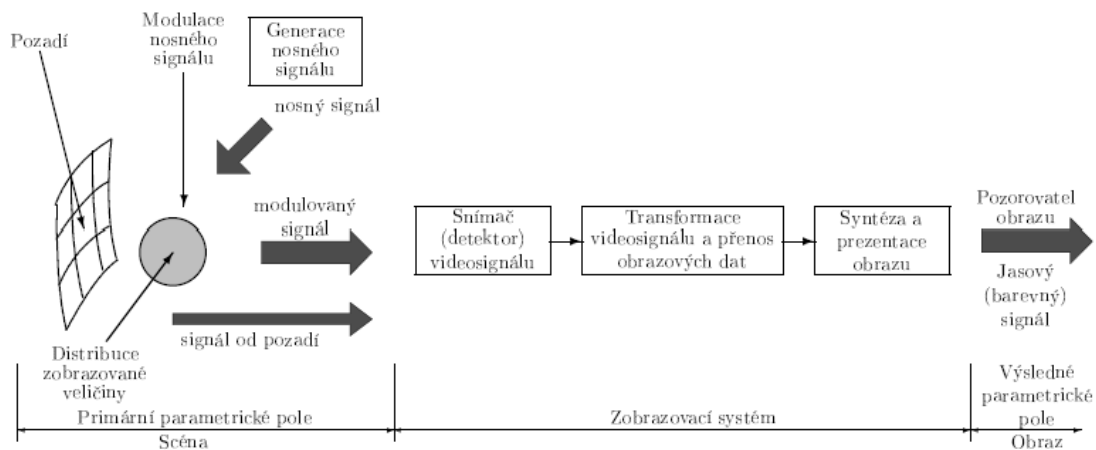
Proces zobrazení obecně se skládá s následujících částí:

- generace signálové energie(nosný signál),
- generace signálové energie od parazitních zdrojů(signál od pozadí),
- modulace signálu na nosný signál(interakce těchto dvou),
- detekcí(snímáním) modulovaného signálu,
- zpracováním nasnímaného signálu a jeho úpravou do vhodné formy,
- syntézou obrazu a jeho prezentací.

Základními typy obrazů používaných v rentgenové technice jsou:

- sumační 2D obraz - vzniká průmětem 3D scény do 2D obrazu, tímto se ale ztrácí informace o hloubce ve směru snímání,
- tomografický 2D obraz - vyjadřuje hodnoty pp v jednom řezu pozorované scény,
- 3D obraz - reprezentace pp objemovými daty.

První 2 typy obrazů(2D) se v diskrétní formě vyjadřují pomocí množiny obrazových elementů tzv. pixelů. Pixel je nejmenší část obrazu, ve které můžeme vyhodnotit hodnotu primárního parametru. 3D obrazy se v diskrétní formě vyjadřují pomocí množiny obrazových elementů tzv. voxelů. Voxel popisuje nejmenší část prostoru obrazu(3D), ve kterém lze vyhodnotit hodnotu primárního parametru. Se všemi typy obrazů je také spojena transformační funkce zobrazení. Popisuje závislost vstupní a výstupní veličiny. Čili transformace poziční souřadnice a transformace hodnoty obrazové souřadnice. Je třeba také poukázat na to, že u analogové formy bude transformační funkce spojitá, kdežto u diskrétní formy bude transformační funkce schodovitá. S transformační funkcí také souvisí citlivost, která je definovaná jako poměr výstupní a vstupní veličiny. Aby bylo možno kvantitativně měřit, měla by být citlivost v celém pracovním rozsahu konstantní(nebo alespoň přibližně), což odpovídá linearitě transformační funkce.



Obr. 2.1: Obecné schéma procesu zobrazení [1]

2.2 Elektromagnetické vlnění

Elektromagnetické vlny se postupně šíří prostorem a přenášejí tak energii. Jde o kombinaci elektrického a magnetického pole, které se s časem periodicky mění s frekvencí ν a šíří se prostorem s vlnovou délkou λ . Pro elektromagnetické vlnění platí, že se šíří konstantní rychlostí c . Platí tedy vztah:

$$c = \nu \cdot \lambda \quad (2.1)$$

Na elektromagnetické vlnění lze nahlížet jako na tok částic zvaných fotony. Pro energii jednoho fotonu platí vztah:

$$e_p = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (2.2)$$

,kde h je Planckova konstanta. Energie toku fotonů pak bývá zpravidla vyjadřována v elektronvoltech. Je třeba poukázat na to, že je energie elektromagnetického záření kvantována a to s velikostí energie jednotlivých fotonů.

Spektrum elektromagnetického vlnění:

Monochromatické spektrum - takové spektrum je tvořeno elektromagnetickým zářením o jedné vlnové délce. Příkladem takového záření je záření laseru, nebo záření gama zářící z některých radionuklidů.

Polychromatické spektrum - obecně spojité, ale může vzniknout i jako superpozice monochromatického a polychromatického spektra (např. brzdné záření v superpozici s charakteristickým zářením)

Radiometrické veličiny

Jsou to veličiny, které popisují zdroje zářivé energie, šíření mezi zdrojem a ppp(senzorem) a ozáření senzoru. Tabulka 2.1 shrnuje tyto veličiny.

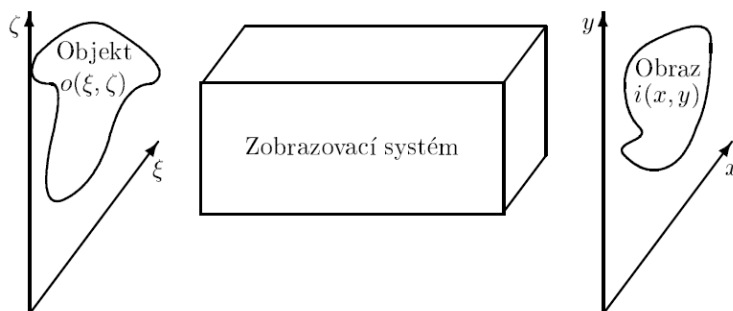
Tab. 2.1: Definice radiometrických veličin

Veličina	Symbol	Jednotka	Definice
Zářivá energie	W, Q	J resp. W.s	Celková energie emitovaná ze zdroje šířící se prostředím nebo absorbovaná detektorem
Zářivý (radiační) tok (výkon)	P, ϕ	$J.s^{-1}$ resp. W	Celkový výkon emitovaný ze zdroje, šířící se prostředím nebo absorbovaný detektorem.
Intenzita vyzařování	M	$W.m^{-2}$	Výkon generovaný z jednotky plochy zdroje.
Hustota zářivého (radiačního) toku		$W.m^{-2}$	Výkon zářivého toku procházející jednotkou plochy prostředí, ve směru jeho šíření.
Ozáření (expozice)	E	$W.m^{-2}$	Výkon dopadající na jednotku plochy detektoru
Zářivost (intenzita vyzařování)	I	$W.sr^{-1}$	Výkon generovaný z bodového izotropního zdroje do jednotkového prostorového úhlu
Měrná zářivost	L	$W.m^{-2}.sr^{-1}$	Výkon generovaný z jednotky plochy povrchu zdroje(jeho průmětu ve směru vyzařování) do jeho jednotkového prostorového úhlu

2.3 Teorie vzniku a vyjádření obrazové informace

Tato část textu se věnuje obecnému popisu procesu zobrazení(převodu primárního parametrického pole na pole výsledné) celý proces zobrazení zde bude redukován na popis přenosového článku. Kapitola se bude věnovat zobecněnému popisu zobrazení PSF(Point Spread Function), 2D Furierově transformaci a základním poznatkům diskretizace.

2.3.1 Primární parametrické pole



Obr. 2.2: Pohled na proces zobrazování jako na systém [1]

Rovinu stacionárního primárního parametrického pole budeme označovat jako $o(\xi, \zeta)$. Jednotlivé body takového pole se vyjadřují pomocí delta impulzů (jednotkové impulzy)

$$\delta(\xi, \zeta) = \begin{cases} \infty, & \xi = \zeta = 0 \\ 0, & \xi \neq 0, \zeta \neq 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

Distribuce primárního parametru lze pak popsat rovnicí

$$\delta(\xi_0, \zeta_0) = \iint_{-\infty}^{\infty} o(\xi, \zeta) \delta(\xi_0 - \xi) \delta(\zeta_0 - \zeta) d\xi d\zeta \quad (2.4)$$

$o(\xi, \zeta)$ je váhový koeficient, který vyjadřuje hodnotu primárního parametru v bodě ξ, ζ .

2.3.2 Výsledné parametrické pole

Rovinu výsledného parametrického pole budeme popisovat jako $i(x, y)$. Hodnoty primárního parametru se transformují operátorem S

$$i = S\{o\} \quad (2.5)$$

Za předpokladu, že je systém lineární (platí princip superpozice) se dá odvodit

$$i(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} o(\xi, \zeta) S\{\delta(\xi_0 - \xi) \delta(\zeta_0 - \zeta) d\xi d\zeta\} = h(x, y, \xi, \zeta) \iint_{-\infty}^{\infty} o(\xi, \zeta). \quad (2.6)$$

Druhý výraz v závorce je impulsní charakteristikou PSF (Point spread function)

$$h(x, y, \xi, \zeta) = S\{\delta(\xi_0 - \xi) \delta(\zeta_0 - \zeta) d\xi d\zeta\} \quad (2.7)$$

Speciálním případem je prostorově invariantní PSF, pro tento speciální případ platí důležitý vzorec takzvaný konvoluční integrál

$$i(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} o(\xi, \zeta) h(x - \xi, y - \zeta) d\xi d\zeta. \quad (2.8)$$

2.3.3 Fourierova transformace parametrického pole(FT)

Vyjádření ve frekvenční doméně pomocí fourierovy transformace je nejvýznamnější transformací lineárního prostoru. Prostor transformovaný pomocí FT vyjadřuje počet periodických změn harmonické komponenty. Pro výpočet dvojrozměrné FT se píše

$$FT\{i(x, y)\} = I(\omega_x, \omega_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} i(x, z) e^{-j(\omega_x x + \omega_y y)} dx dy. \quad (2.9)$$

Ekvivalentem pro PSF je ve frekvenční doméně OTF(Optical Transfer Function) a pro její reálnou a imaginární složku platí

$$OTF(\omega_x, \omega_y) = MTF(\omega_x, \omega_y) e^{jPTF(\omega_x + \omega_y)}. \quad (2.10)$$

Za předpokladu, že je PSF sudá je OTF přímo rovna MTF

2.3.4 Kontrast

Kontrast je bezrozměrná veličina popisující hloubku modulace. Definovat ji lze například

$$K = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}, K = \frac{L_1 - L_2}{L_2}, K = \frac{L_1 - L_2}{L_1}, K = \frac{L_1}{L_2}, K = \frac{L_2}{L_1} \quad (2.11)$$

,kde L je jas v obraze.

Kontrast PPP tedy bude

$$K_p = \frac{P_{max} - P_{min}}{P_{max} + P_{min}}. \quad (2.12)$$

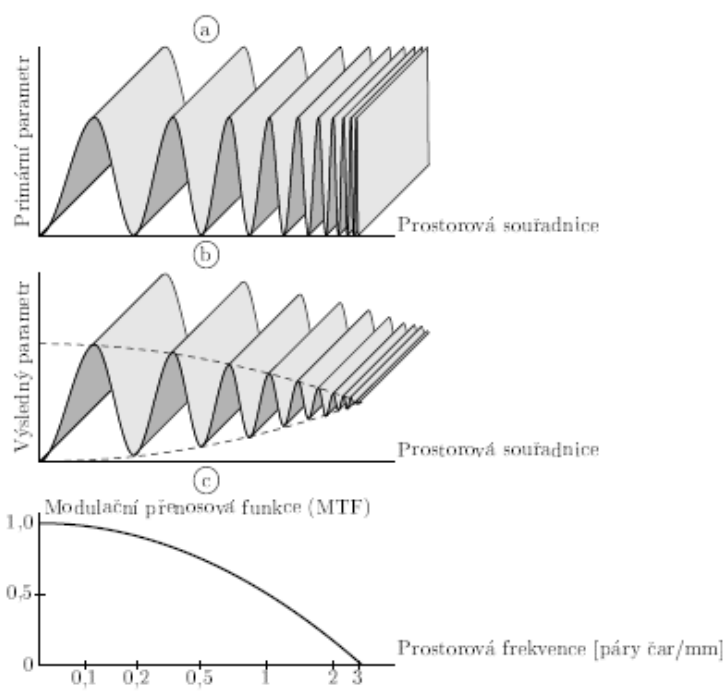
Kontrast obrazu pak

$$K_o = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}. \quad (2.13)$$

Pomocí kontrastu PPP a kontrastu obrazu lze též vyjádřit MTF

$$MTF = \frac{K_o}{K_p} = \frac{\text{modulaceobrazu}}{\text{modulacesceny}}. \quad (2.14)$$

MTF tedy vyjadřuje přenos kontrastu na jednotlivých prostorových frekvencích, proto bývá MTF označována jako kmitočtově kontrastní charakteristika. Viz obr.2.3.



Obr. 2.3: Grafické znázornění MTF a jejího vlivu na kontrast v obraze [1]

3 KONVENČNÍ RENTGENOVÉ ZOBRAZOVACÍ SYSTÉMY

3.1 Signál nesoucí informaci o primárním parametrickém poli

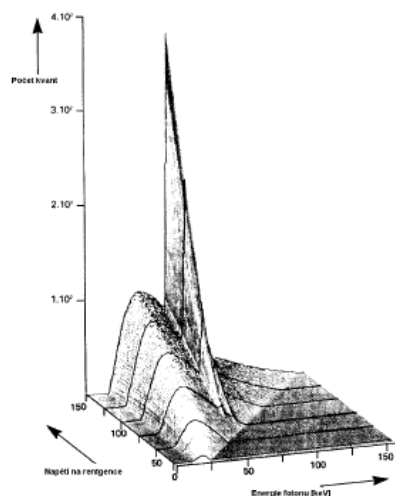
Signálový radiační tok používaný u RTG a CT zobrazovacích systémů je tvořen elektromagnetickým vlněním tzv. Rentgenovým zářením. Čili zářením o vlnových délkách 10 až 0.1 nm a energií 10 až 10^3 keV. Má tedy poměrně vysokou energii tedy i pronikavost a je schopno vyřážet elektrony z atomových obalů. Průchodem skrs tělesa se nejen utlumí, je schopno jej ionizovat, což v případě živých tkání může způsobit jejich nevratné poškození. Existují 2 druhy poškození biologických tkání: Somatické - existuje pro ně prahová dávka a postihují pouze ozářeného jedince(vznik nádorů), genetické - poškození může způsobit i jeden foton a mají vliv i na další generace.

3.1.1 Signálový radiační tok

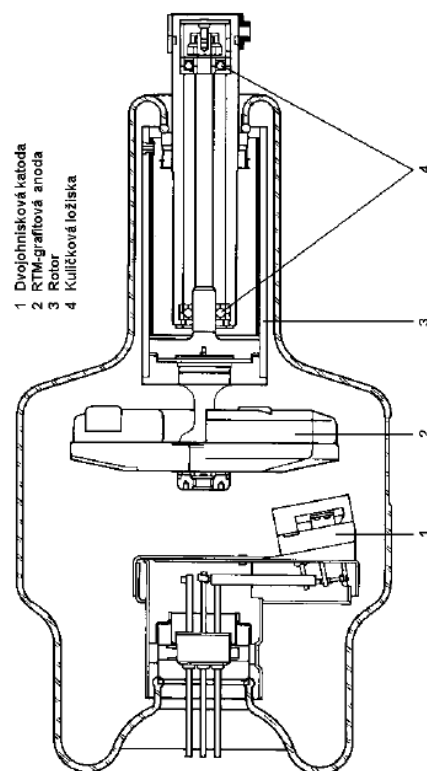
U systémů RTG a CT se k tvorbě Roentgenova záření používá zařízení zvané rentgenka(o konstrukci později). Urychlené elektrony vysokým potenciálovým spádem mezi anodou a katodou rentgenky narážejí do materiálu anody za vzniku tepla(rotačně vibrační kmity molekul) a vyzáření fotonů o různé energii(vlnové délce). Převažuje však generace tepla a záření vzniká jen relativně málo (pouze cca 1% z energie elektronů je přeměněno v zářivý tok). Tyto fotony vznikají na základě dvou mechanismů: Interakce s obalovými elektrony(brzdné záření), Interakce s polem jádra atomu(charakteristické záření)

Spektrum brzdného a charakteristického záření

Brzdné rentgenové záření Vzniká při průletu elektronu v blízkosti jádra atomu. Vlivem Coulombova pole je elektron vychýlen a ztrácí kinetickou energii, tato je pak vyzářena ve formě fotonu. Energie(vlnová délka) vyzářeného fotonu je závislá na kinetické energii elektronu a na jeho vzdálenosti od jádra. Pokud by byl elektron úplně zabrzděn předal by maximální energii fotonu, tato maximální energie(vlnová délka) je úměrná kinetické energii elektronu(napětí mezi anodou a katodou) a řídí se Duane-Huntovým zákonem. Vzniklé spektrum je spojité a jeho tvar nezávisí na materiálu anody(na materiálu závisí pouze výsledný zářivý tok)



Obr. 3.1: Závislost generovaného spektra rtg záření na anodovém napětí [1]



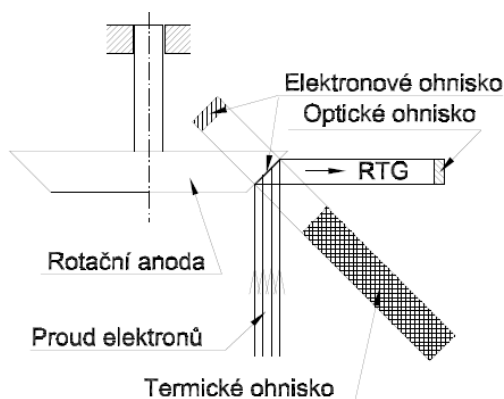
Obr. 3.2: Schema rentgenky s rotační anodou [1]

Charakteristické rentgenové záření

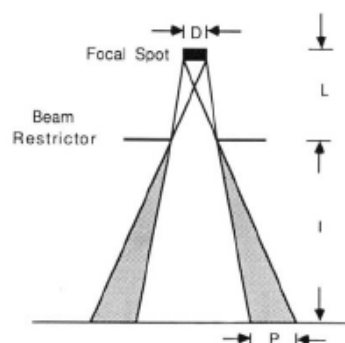
Vzniká při interakci s obalovými elektrony. Energie prolétávajících elektronů způsobí vyražení elektronů ze slupek blízkých jádru, tyto prázdná místa jsou pak zaplňována elektrony z vyšších vrstev. Rozdíl energie potřebné pro obsazení nižší vrstvy a energie elektronu z vyšší vrstvy zapříčiní vyzáření fotonu o vždy stejné energii (pro více vrstev různou). Takto vzniká čárové spektrum, která je závislé na použitém materiálu. Zdroje rtg záření používané v konvenčních rentgenech (rentgenky) generují spektrum, které vzniká superpozicí brzdového a charakteristického záření. Obr. 3.1 ukazuje závislost generovaného rtg záření na anodovém napětí.

3.1.2 Zdroje rentgenového záření

Zařízení generující za pomoci vysokého napětí rentgenovo záření se nazývá rentgenka. Existují dva základní typy rentgenek a to s pevnou a rotační anodou. Rentgenka s pevnou anodou - Jsou dnes používány v lékařství jen u komorových rentgenů (dentisté) a širokého použití mají v průmyslu (např. kontrola svárů). Rentgenka s rotační anodou - Nejrozšířenější rentgenka používaná pro diagnostiku (obr. 3.2). Její



Obr. 3.3: Definice elektronového, termického a optického ohniska rentgenky [1]



Obr. 3.4: Vznik poslostínu v důsledku nenulové velikosti ohniska rentgenky

hlavní výhodou je zvětšení termického ohniska (proud elektronů dopadá na rotující část rentgenky a tím na větší plochu úměrnou poloměru kotouče viz 3.3) a zmenšení optického ohniska (Focal Spot), takto je dosaženo lepšího prostorového rozlišení, zmenšení polostínu (viz. 3.4) a větší zatížitelnosti rentgenky.

3.2 Primární parametrické pole rentgenových zobrazovacích systémů

Obraz tvořený RTG ZS vzniká na základě prostorově závislého útlumu, který je podmíněn mechanizmy vnitřního fotoelektrického jevu, koherentním Rayleighovým rozptylem, nekoherentním Comptonovým rozptylem a tvorbou iontových párů. Pravděpodobnost interakce fotonů rtg záření s některým z těchto jevů je závislá na energii fotonů, atomovém čísle materiálu a jeho hustotě. K hodnocení útlumu záření ve hmotě je zaveden **lineární součinitel zeslabení** $\mu [cm^{-1}]$. Vyjadřuje podíl částic, které projdou jednotkovou vzdáleností materiálu. Celkový útlum lze obecně rozepsat na jednotlivé složky (fotoelektrickým jevem, Comptonovým rozptylem a tvorbou iontových párů). Dále pak se často útlum vyjadřuje v závislosti na hustotě prostředí

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}. \quad (3.1)$$

Pro nehomogenní prostředí o tloušťce D lze psát, že celkový útlum je

$$I = I_0 e^{-\int_0^D \mu_i dx}. \quad (3.2)$$

Tento vztah by však platil pouze pro monochromatické spektrum záření. V reálné situaci (spojité spektrum) se uplatňuje **jev utvrzování svazku**. Průchodem paprsků přes hmotu bude s větší pravděpodobností zabrzděn foton s menší energií, z

toho vyplývá, že se průchodem materiálu posouvá těžiště spektra směrem k vyšším energiím a útlum se tak stává prostorově variantní(závislý na útlumu, kterým už paprsek prošel).

3.3 Principy konstrukce konvenčních rentgenů

Z obecného hlediska můžeme na RTG ZS do třídy aktivních analogových systémů se současným zaváděním a vyhodnocením obrazové informace.

Základní dělení těchto systémů z hlediska konstrukce je:

skigrafie

Scéna vzniká v krátkém časovém okamžiku. Je zde kladen důraz na dobrý poměr S/N z čehož vyplývá dobré kontrastní rozlišení. Je tedy potřeba použít vyšší anodový proud, který je determinován patientskou dávkou(stovky miliampér).

skiaskopie

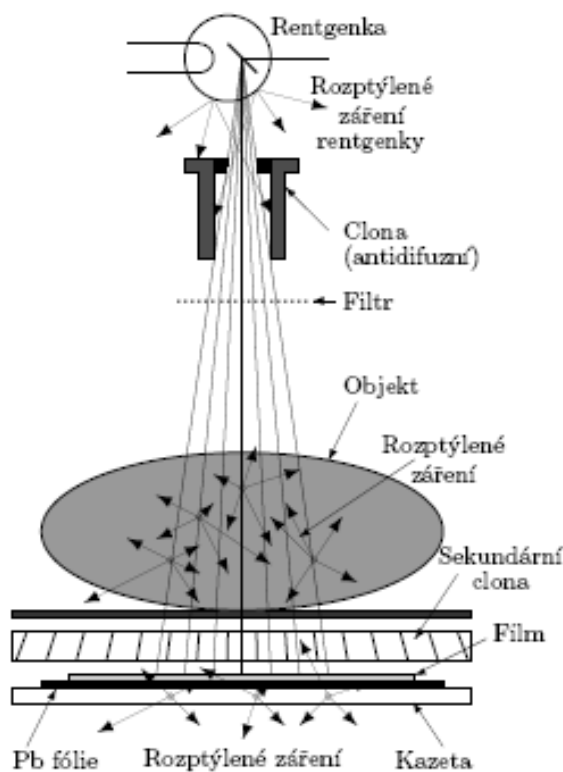
Scéna vzniká v dlouhém časovém úseku, sleduje se dynamická ve scéně. Výsledný obraz je opět determinován patientskou dávkou, zvolený anodový proud působí po dlouhou dobu, a tak musí být tento proud snížen na přijatelnou hodnotu(jednotky miliampér). Tím dojde ke snížení S/N a jsou zde kladeny vysoké nároky na detekční účinnost.

Pro oba tyto typy zobrazení je charakteristické, že výsledný kontrast v obraze determinuje volba anodového napětí, která je nutná volit na základě tloušťky a skladby zobrazovaného objektu.

3.3.1 VN generátor

Základními parametry těchto zařízení jsou výstupní napětí, výstupní proud a procentí zvlnění. K dispozici jsou tyto základní typy: jednopulzní, dvoupulzní, šestipulzní, dvanáctipulzní a multipulzní.

Nejlevnější jednopulzní je schopen dodávat pouze malé výkony(několik kW), nejmodernější multipulzní umožňuje při zvlnění menším jak 1% dodávat výkon cca 100kW. Navíc je jeho velikost a hmotnost o mnoho menší než u ostatních typů a je vhodný například i do gantry CT systémů.



Obr. 3.5: Schematické znázornění rtg procesu zobrazení [1]

3.3.2 Zpracování signálové radiace

Kvůli vysoké energii fotonů je pro RTG systémy typické využití absorpčních prvků pro zpracování signálu. Tyto prvky nazýváme clony, kolimátory a filtry. Typické uspořádání je naznačeno na obr. 3.5. Vliv uspořádání celé této soustavy (akviziční geometrie) je podrobněji rozebrán v kapitole 6.1

Clony slouží k potlačení svazku mimo užitečné zorné pole a snižují tak patientskou dávku. Její kvalita se hodnotí šířkou polostínu na okraji zářivého toku.

Kolimátory potlačují rozptýlené záření a zlepšují tak prostorové rozlišení ve výsledném obraze.

Primární kolimátor je umístěn v blízkosti rentgenky a potlačuje mimoohniskové záření.

Sekundární kolimátor je umístěn mezi sledovaným objektem a detektory. Omezuje rozptýlené záření vzniklé v pozorovaném objektu a nechává procházet pouze primární záření. Důležitými pojmy jsou mřížkový poměr a selektivita kolimátoru

Filtry s využitím jevu utvrzování svazku upravují tvar spektra. Odfiltrují se příliš měkké složky, které by jen zvýšily patientskou dávku, a příliš tvrdé složky, které způsobují příliš mnoho rozptýleného záření. Rozptýlené záření snižuje kontrast

v obraze a může působit na personál. Jako absorpční materiály se používají kovové fólie (např. měď, hliník, tantal), prvky s vyšším atomovým číslem utvrzují záření.

3.3.3 Detekce signálové radiace konvenčních rentgenů

Detektory s velkou mírou ovlivňují kvalitu výsledného obrazu. Základními požadavky jsou: vysoká účinnost detekce rtg záření, co nejvyšší dosažený poměr SRN, dostatečně jemná struktura materiálu detektoru a nízká setrvačnost. Vysoká účinnost detekce a dosažený SNR je spojen s veličinou proporcionální kvantová účinnost DQE, je definován

$$DQE(d, u) = \frac{\left(\frac{S}{N}\right)_{out}^2}{\left(\frac{S}{N}\right)_{in}^2}, \quad (3.3)$$

kde d - reprezentuje použitou dávku rtg záření a u - prostorovou frekvenci.

Nejčastěji se v dnešních rentgenech používají tyto systémy detekce: fotografický film, luminiscenční vrstva/stínítko, luminiscenční vrstva/stínítko - zesilující fólie a luminiscenční vrstva/stínítko v kombinaci se zesilovačem jasu. Poslední dva uvedené systémy lze využít jako nepřímé (skiografie/skiaskopie)

4 SYSTÉMY RENTGENOVÉ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE - CT RTG ZS

4.1 Základní odlišnosti systému CT RTG ZS a RTG ZS

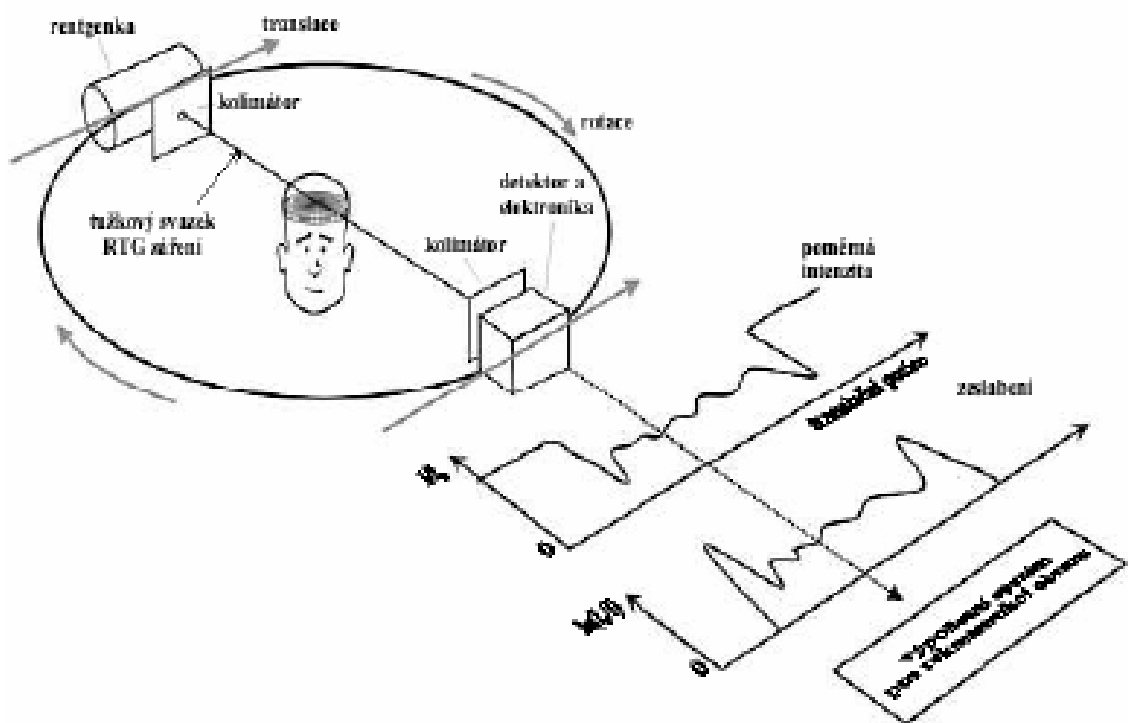
Základní nevýhodou RTG ZS je zobrazení prostorové distribuce primárního parametru do dvourozměrného obrazu, dochází zde ke ztrátě informace hloubce a výsledný obraz je tak víceparametrický. Širší struktura (v podélné ose záření) se tedy může projevit stejně ve výsledném obraze jako podstatně tenčí struktura, ale s větším součinitelem zeslabení. Právě tento problém se snaží řešit CT RTG ZS, jehož výsledné parametrické pole vyjadřuje distribuci trojrozměrného primárního parametrického pole trojrozměrnou distribucí výsledného parametrického pole. Výsledný obraz má tedy podstatně větší kontrast než obraz pořízený klasickým RTG ZS. Přínos CT RTG ZS také spočívá ve významném zlepšení energetické rozlišovací schopnosti.

4.2 Základní princip sberu obrazových dat CT RTG ZS

CT RTG ZS tvoří výsledný obraz jako soubor tomografických obrazů. Sběr dat pro každou tomorovinu probíhá dle obrázku 4.1 a 4.3. RTG záření je zkolimováno pouze do právě sledované tomoroviny a detektory je nasnímán 1D soubor paprskových integralů (viz. literatura [2] strana 10). Poté následuje natočení celé soustavy o určitý úhel a nasnímání téže scény pod jiným úhlem. Při sejmutí mnoha takovýchto projekcí (s otočením o celkový úhel 180° nebo 360°) lze z tohoto souboru projekcí relativně přesně zrekonstruovat prostorovou distribuci primárního parametru ve snímané tomorovně. Proti konvenční (viz. literatura [1] strana 143) má toto uspořádání mnohem lepší poměr mezi získanou informací a aplikovanou dávkou rtg záření.

4.3 Primární parametrické pole CT RTG ZS

Primární parametrické pole systému CT RTG ZS je velice podobné jako u systémů RTG ZS (měří se stejná fyzikální veličina), hlavní rozdíl je v prostorové diskretizaci prostoru parametrického pole na voxely (nejmenší část prostoru obrazu, ve kterém lze vyhodnotit hodnotu primárního parametru). Fyzikální mechanismy modulace radiačního toku zůstávají stejné a můžeme vycházet z kapitoly 3.

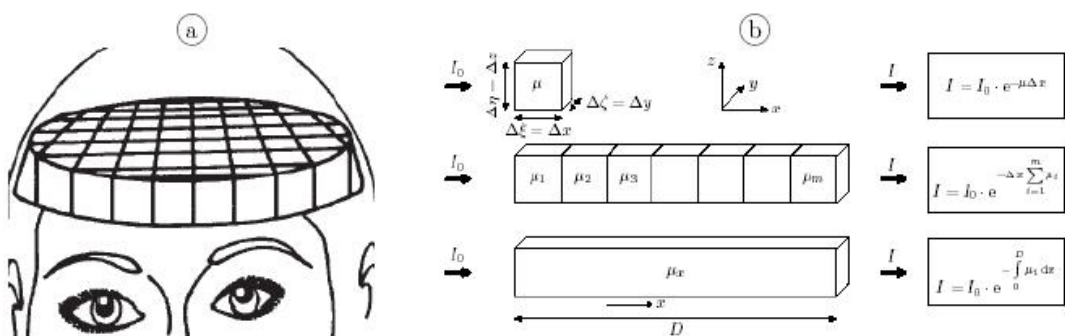


Obr. 4.1: Princip sběru obrazových dat CT RTG ZS [2]

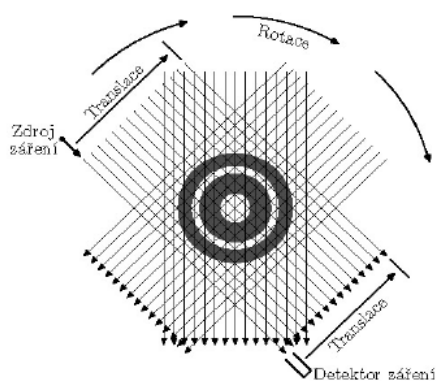
Uvádím tedy pouze vztah pro výpočet výsledné intenzity rtg záření průchodem vrstevnatým prostředím.

$$I(y) = I_0(y)e^{-\int_0^D \mu(x,y)dx}. \quad (4.1)$$

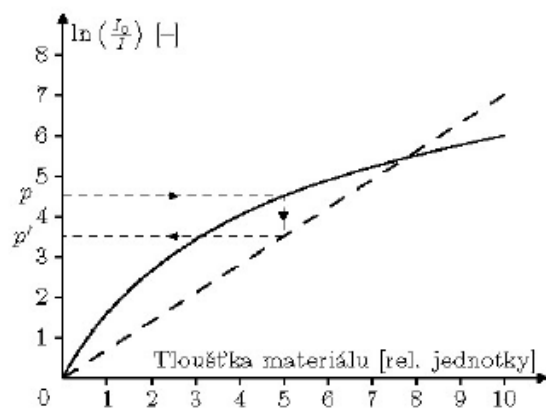
Integrál vyjadřuje celkový útlum rtg záření v daném směru. Úlohu výpočtu intenzity rtg záření v místě dopadu na detektor lze tedy separovat na násobení intenzity rtg záření v místě zdroje a výpočtenou hodnotou celkového útlumu rtg záření po dráze paprsku záření.



Obr. 4.2: Diskretizace primárního parametru u CT RTG ZS [2]



Obr. 4.3: Skenování scény [1]



Obr. 4.4: Nelinearita způsobená jevem utvrzování svazku [1]

4.4 Modulace signálového radiačního toku CT RTG ZS

Modulace signálového radiačního toku u systémů CT RTG ZS probíhá stejným mechanismem jako u systémů RTG ZS (vycházíme z kapitoly 3). Mnohem významnější měrou se zde ale uplatňuje jev utvrzování svazku. Tento jev způsobuje nelinearitu transformační funkce procesu sběru obrazových dat a může tak vést ke špatnému vyhodnocení útlumu v daném voxelu. Obr. 4.4 ukazuje, jak může tloušťka vrstvy působit na naměřený útlum. Tuto nelinearitu je pak nutno kompenzovat například pomocí preskenu, pomocí kterého se odhadne kompenzační funkce.

4.5 CT číslo - Hounsfieldova jednotka

CT číslo bylo zavedeno z toho důvodu, aby bylo možno srovnatelně měřit s různými systémy a potlačil se tak vliv různého anodového napětí rentgenky a odlišné filtrace rtg svazku různých systémů. CT hodnoty jsou definovány jako

$$CT_{cislo} = K \frac{\mu_{tkane} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} [HU]. \quad (4.2)$$

$\mu_{vody} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$ je vztažnou hodnotou naměřenou pro monoenergetické záření o energii 73 keV, K je kontrastní faktor, tento u dnešních systémů dosahuje hodnoty 1000 (přesnost měření 0,1%/CT číslo).

4.6 Základní skenovací módy a skenovací parametry

Základními skenovacími módy jsou:

- přehledový mód,
- sekvenční mód,
- dynamický mód,
- objemový-helikální/spirální mód,
- subsekundový mód,
- "real time" mód.

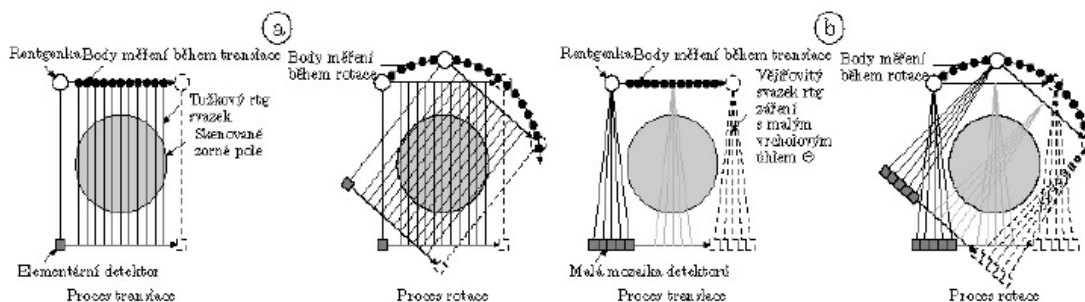
V této práci se budu věnovat především sekvenčnímu skenovacímu módu, tento je používán při jednovrstvé akvizici zvoleného objemu. Posuv stolu je skokový, a tak i výsledná scéna je realizována diskrétními tomorovinami ve směru osy z. Nevýhodou tohoto skenování jsou velké časové nároky. Ostatním módům se nejspíše tato práce nebude věnovat. Základními nastavitelnými parametry pro standardní akvizici jsou:

- anodové napětí (typicky 80-140kV),
- anodový proud (typicky 10-500mA),
- výkon vysokonapěťového generátoru (typicky 10-60kW),
- jmenovitá tloušťka tomografické vrstvy S (typicky 0,5-10mm),
- skenovací doba pro 360° akvizici (typicky 0,5-2s),
- skenovací rozsah (typicky 5-100cm).

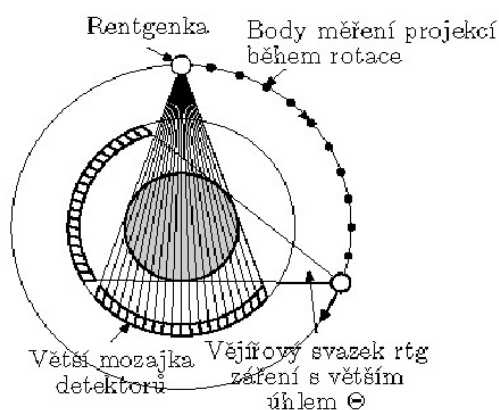
4.7 Základní principy konstrukce CT RTG ZS

1. generace - systém translace-rotace

Jde vůbec o první konstrukci CT RTG ZS. Úzce zkolimovaný paprsek rtg záření dopadal na jediný detektor, soustava zdroj-detektor se posunovala, než sejmula jednu projekci, poté následovala rotace (viz. 4.5 vlevo). Hlavní nevýhodou byla pomalost tohoto systému a malá efektivnost využití rtg záření. Šlo o systém s postupným zaváděním vstupní informace.



Obr. 4.5: Princip sběru dat u první a druhé generace CT RTG ZS [2]



Obr. 4.6: Princip sběru dat u třetí generace CT RTG ZS [2]

2. generace - systém translace-rotace

Využíval se svazek zkolimovaný do „vějíře“. Detektorů již bylo více (6-30), ale stále překrývali jen část snímané scény (viz. 4.5 vpravo). Došlo tedy k zrychlení doby skenování i zlepšení využití rtg záření. Šlo o systém se smyšleným zaváděním vstupní informace.

3. generace - systém rotace-rotace - konvenční/standardní

V současné době nejrozšířenější konstrukce. Využívá opět vějířového svazku, avšak jeho vrcholový úhel je podstatně větší a ozařuje tak celou pozorovanou scénu. Je zde využito také více detektorů, tak že jimi lze sejmut celou projekci najednou. Úhlová hustota detektorů determinuje limitní prostorové rozlišení. Používají se 180° nebo 360° skeny. v současné době je čas potřebný na sejmutí jedné tomografie podstatně kratší než sekunda, proto se používá kontinuální napájení rentgenky (vzhledem k počtu sejmutých projekcí >500). Je třeba také zmínit technologii „slip-ring“, která umožnila další rozvoj systémů třetí generace (lepší způsob napájení rentgenky). Zá-

kladní uspořádání ukazuje obr. 4.6

Dále pak byly vyvinuty CT RTG ZS čtvrté a páté generace, vzhledem k jejich složité konstrukci se v současné době od těchto systémů upouští.

4.8 Zpracování a detekce radiačního signálu u CT RTG ZS 3.generace

Kapitola shrnuje základní parametry uspořádání gantry, které determinují limitní dosažitelné vlastnosti CT RTG ZS.

4.8.1 Akviziční geometrie

Akviziční geometrie je základní geometrií uspořádání soustavy mezi zdrojem záření a jeho detekcí. Determinuje limitní dosažitelné vlastnosti, podíl parazitních jevů(rozptýleného záření) a má vliv i na patientskou dávku potřebnou pro vytvoření obrazu.

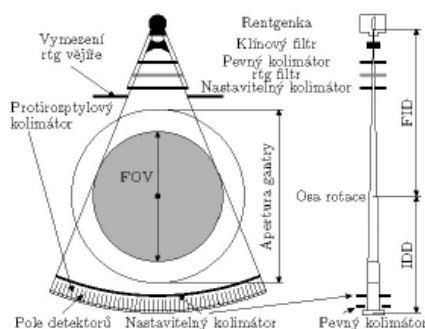
Na obr. 4.7 je znázorněno základní uspořádání detekční soustavy 3. generace CT RTG ZS. Svazek rtg záření z rentgenky je kolimován a filtrován a dopadá na pole detektorů podobně jako u konvenčních RTG ZS. Základními pojmy jsou zde FOV, který vymezuje maximální velikost pozorovaného objektu, FDD je vzdálenost rentgenka-detektory, FID je pak vzdálenost rentgenka-izocentrum(střed kružnice vymezené FOV) a IDD je pak vzdálenost izocentrum-detektory. Z hlediska geometrických rozměrů rozdělujeme CT RTG ZS na systémy s krátkou(cca 90cm),střední(cca 100cm) a dlouhou(110cm) detekční geometrií. Každá z uvedených geometrií má své výhody, ale i nevýhody. Krátká akviziční geometrie například zlepšuje využití svazku rtg záření, má menší šum při daných mAs, ale vede ke zvýšení patientské dávky a zvětšuje podíl rozptýleného záření.

4.8.2 Detekční geometrie

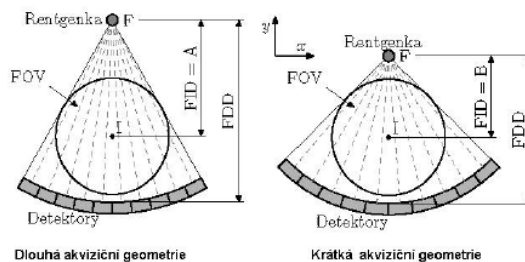
Detekční geometrie zásadní měrou ovlivňuje především prostorové a energetické rozlišení daného systému. Pro limitní prostorové rozlišení na dané frekvenci platí

$$ATF(f) = \frac{D \sin(D\pi f)}{\Delta D\pi f}. \quad (4.3)$$

D je šířka detekčního elementu, Δ je vzdálenost detekčních elementů a f je daná prostorová frekvence. Nejvyšší přenositelná prostorová frekvence je tedy úměrná převrácené hodnotě D.



Obr. 4.7: Uspořádání detekční soustavy 3. generace CT RTG ZS [1]



Obr. 4.8: Krátká a dlouhá akviziční geometrie [1]

4.9 Komponenty detekční soustavy

Rentgenka můžeme říci, že její základní konstrukce vychází s klasické rentgenky s rotační anodou. Jsou zde ale kladeny mnohem větší nároky na mechanickou odolnost (při pohybu gantry na ni působí stroboskopická síla), takže se do jejich konstrukce zakomponovalo ještě druhé ložisko, které zajišťuje mechanickou pevnost. Mnohem větší nároky jsou zde kladeny i na odvod tepla, protože doba skenování bývá obvykle dlouhá (jednotky až stovky sekund). Byly tedy vyvinuty ložiska, která jsou mazána tekutým kovem a tak se rapidně zvyšuje odvod tepla konvekci s rentgenkou. Nároky na VN generátor jsou samozřejmě také mnohem vyšší, je zde potřeba udržet požadovaný výkon na delší dobu o relativně vysokých výkonech (cca 100kV, 500mA). Proto se používají multipulzní generátory, pro něž je charakteristická vysoká účinnost, kompaktní rozměry a výborná stabilita výstupního napětí.

Kolimaci, filtraci a detekční prvky nebudu více rozebírat, budeme vycházet z kapitol 3.3.2 a 3.3.3.

4.10 Rekonstrukce obrazu z projekcí

Rekonstrukce obrazu je operace, při které se ze sady nasnímaných 1D projekcí vytvoří 2D obraz. Teorie vzniku 1D projekcí je popsána radonovou transformací, která je ovšem definována jako spojitý soubor projekcí, čili pod spojitými úhly. Ve skutečnosti je soubor projekcí vytvořen pod diskrétními úhly, jejichž inkrement je dostatečně malý (několikset), tak aby chyba při rekonstrukci byla přijatelná. Obraz tvořený surovými daty 1D projekcí se nazývá sinogram. K rekonstrukci jsou k dispozici tři metody a to inverzní radonova transformace, fourierova rekonstrukce využívající centrálního řezového teorému a iterační rekonstrukce. Nejběžnější je dnes u CT

RTG ZS využívá inverzní radonova transformace, která využívá algoritmu filtrované zpětné projekce.

Prostá zpětná projekce

Tento algoritmus vychází z heuristických zkušeností, matematicky byl formulován až později a z fyzikální podstaty nevede k přesným výsledkům. Předmětovou funkci tedy vypočítáme jako

$$\hat{o}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi p_\phi(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad (4.4)$$

Bohužel tato metoda zanechává v obraze hvězdíkový artefakt (viz obr.4.9 nahoře vpravo)

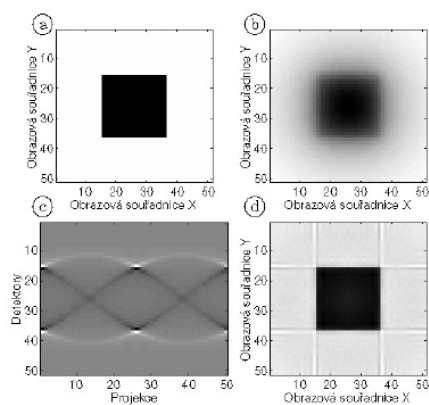
Filtrovaná zpětná projekce-inverzní radonova transformace

Metoda byla staví na teorii centrálního řezového teorému, díky jemuž byla odvozena. Odstraňuje tak nevýhody prosté zpětné projekce. Je definována

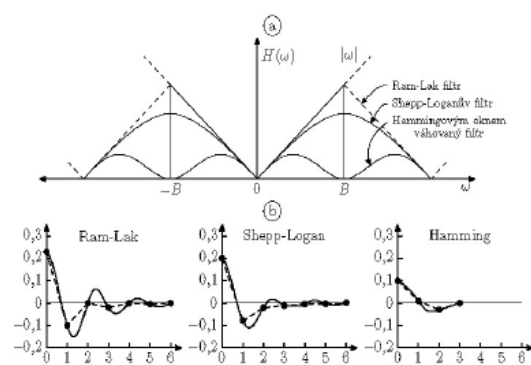
$$\hat{o}(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty p_\phi(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx' d\phi \quad (4.5)$$

Ve vztahu lze vidět, že metoda zahrnuje filtraci surových dat a tímto potlačuje hvězdíkový artefakt. Lze říci, že jde o metodu prosté zpětné projekce, pouze vstupní data jsou nejdříve filtrována. Srovnání filtrované a prosté zpětné projekce ukazuje obr.4.9. Dole vlevo je zobrazen sinogram po filtraci Ramp-Lakenovým filtrem a vpravo dole je zobrazen výsledek po zpětné projekci.

Filtry používané pro filtrovanou zpětnou projekci se nazývají ramp-filtry. Příkladem může být Ram-Laken, Shepp-Logan, nebo se váhuje Hammongovým oknem. Obr.4.10 ukazuje jejich frekvenční a impulsní charakteristiky.



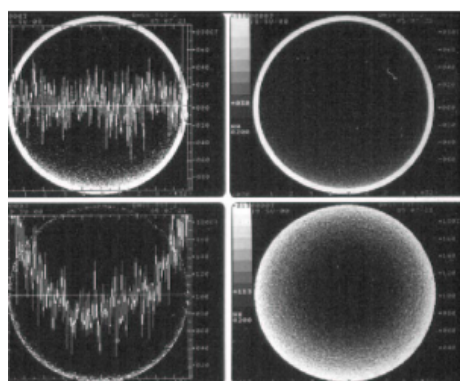
Obr. 4.9: Srovnání rekonstrukčních technik - prostá a filtrovaná zpětná projekce[1]



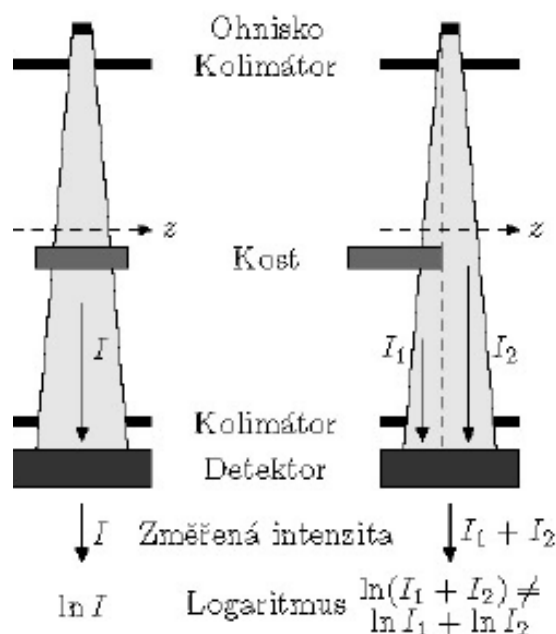
Obr. 4.10: Frekvenční a impulsní charakteristiky vybraných filtrů užívaných při filtrované zpětné projekci [1]

5 ARTEFAKTY PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ

V této kapitole shrnuji základní artefakty vyskytující se v projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení (jednovrstvá nehelikální akvizice)



Obr. 5.1: Projev jevu utvrzování svazku na homogenní scéně [1]



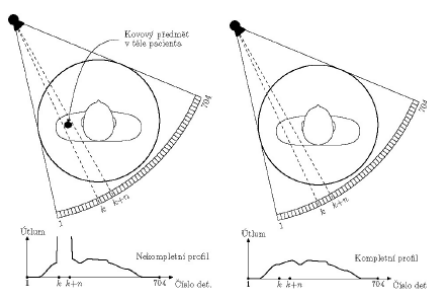
Obr. 5.2: Frekvenční a impulzní charakteristiky vybraných filtrů užívaných při filtrované zpětné projekci [1]

Artefakty vlivem jevu utvrzování svazku rtg záření

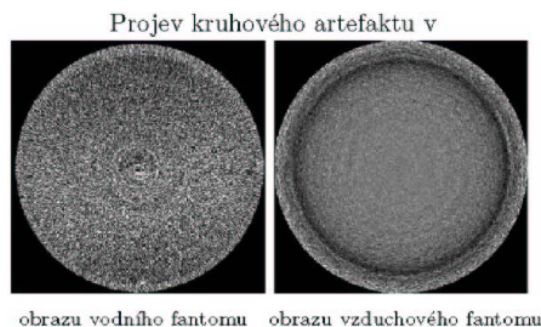
Jak je známo tak rtg záření generované rentgenkou není čárové, ale spojitě. Průcho-dem tohoto záření snímanou scénou interagují fotony s nižší energií pravděpodobněji a dochází tak k přesouvání těžiště rtg záření směrem k vyšším energiím. Fotony s vyšší energií vykazují menší útlum. Tímto mechanismem tedy dochází ke změnám útlumu záření s prostorem a dochází tak k artefaktům. Jev se příliš neprojevuje u RTG ZS, zato u CT RTG ZS může působit velice výrazně viz obr. 5.1

Artefakty vlivem "partial volume" jevu

Bývá označován také jako Hounsfieldnoy pruhy. Jde o artefakt způsobený výskytem více struktur v objemu voxelu. Výsledný součinitel zeslabení v tomto voxelu je pak



Obr. 5.3: Projev "metal artefaktu" na projekci a jeho následné potlačení [1]



Obr. 5.4: Ukázky kruhového artefatu [1]

roven váženému průměru příspěvků těchto struktur jak ukazuje obr. 5.2. Potlačení spočívá ve snímání tenkých vrstev a jejich následným sečtením či zprůměrněním.

Artefakty vlivem kovových částí v zorném poli

Jinak "metal" artefakt Kovové části ve snímané scéně způsobují extrémní uplatnění jevu utvrzování svazku. Při snímání projekcí pak dochází k velmi vysokému útlumu v zainteresované oblasti jak ukazuje obr. 5.3. Vlevo je jeho projev a vpravo jeho potlačení lineární interpolací.

Artefakty vlivem kvantového šumu

Tyto artefakty se projevují v oblastech s příliš velkým útlumem a dochází pak k detekci malého počtu fotonů. Kompenzace probíhá buď softwarovou cestou pomocí například adaptivní filtrace, nebo adaptivní modulací anodového proudu.

Artefakty vlivem pohybu scény

Protože časový okamžik snímání scény nebude nikdy nulový může docházet v tomto časovém úseku ke změně ve scéně a vzniku pohybového artefaktu. Při snímání konvenčním rentgenem způsobuje tento artefakt vznikem vysokokontrastních hran pohybujících se objektů, u snímání CT RTG ZS toto analogicky působí na jednotlivé projekce a záleží na rekonstrukčním algoritmu jak moc se toto projeví.

Artefakty způsobené odchylkami od konstantní citlivosti detekčních kanálů

U konvenčních RTG ZS při odlišné citlivosti některého bodu detekční mozaiky dochází k postižení vpp pouze v tomto bodě. V případě CT RTG ZS třetí generace

však dochází při odchylce citlivosti některého detektoru ke vzniku kruhového artefaktu (viz. obr. 5.4). Kompenzace se provádí kalibrací na fantomech.

Artefakty vlivem chybného vzorkování scény

Pokud se ve scéně vyskytují prostorové frekvence vyšší než je polovina vzorkovací frekvence (daná počtem detektorů na centimetr) dochází ke vzniku aliasing artefaktů. Toto je dáno vzorkovacím teorémem z něhož vyplývá, že takto malé objekty nejsou detekovatelné jak do prostorové frekvence, tak do amplitudy tohoto objektu. Tyto artefakty se odstraňují pomocí konvolučních filtrů.

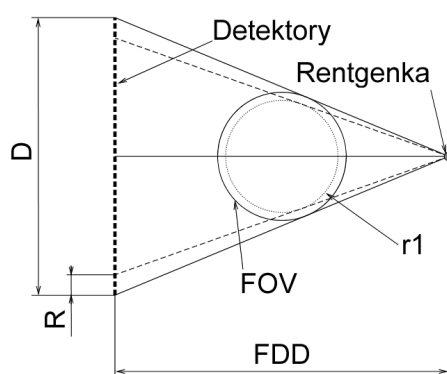
6 DEFINICE ÚLOHY

Jak již bylo řečeno v úvodu, cílem práce je sestavení počítačového modelu(programu), který bude tvořit laboratorní úlohu zabývající se procesem zobrazení s důrazem na různý dopad na akviziční kontrast při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení. Celá úloha je řešena v trojrozměrném diskretizovaném prostoru.

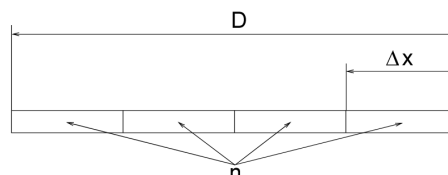
Nejprve tedy definuji akviziční 6.1 a detekční 6.1.2 geometrii, poté je definována scéna 6.1.3 a nakonec je definován akviziční kontrast 6.1.4

6.1 Uspořádání procesu zobrazení

6.1.1 Akviziční geometrie



Obr. 6.1: Schéma uspořádání akviziční geometrie



Obr. 6.2: Schéma uspořádání detekční geometrie

Akviziční geometrie definuje uspořádání soustavy zdroj signálu(rentgenka) - detekce signálu (mozajka u projekčního zobrazení, řada detektorů u projekčně-rekonstrukčního zobrazení). Toto základní uspořádání je naznačeno na obrázku 6.1, kde je:

- FDD - vzdálenost rentgenka-detektory[cm],
- D - šířka zorného pole [cm],
- FOV - field of view,
- r1 - poloměr scény [cm],
- R - rezervní prostor [cm]

Rezervní prostor pouze definuje jistou mezeru mezi FOV a r1.

Celkové upořádání pro projekční a projekčně-rekonstrukční zobrazení naznačuje obrázek 6.6

6.1.2 Detekční geometrie

Detekční geometrie definuje rozmístění a hustotu detektorů. V mém modelu je fill factor vždy roven jedné, odpadá tedy mezera mezi detektory a je definována pouze velikost detektoru a počet detektorů (tedy i vzdálenost mezi detektory). Jak naznačuje obrázek 6.1.2, kde je :

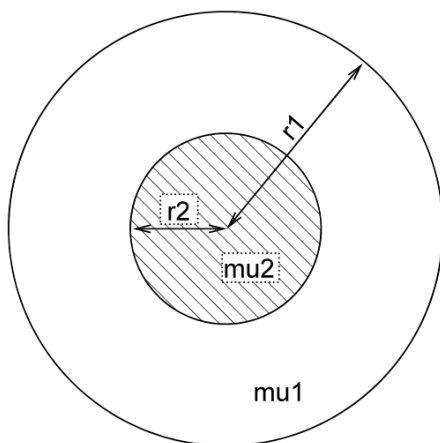
- D - šířka zorného pole [cm],
- Δx - velikost detektoru [cm],
- n - počet detektorů

Při projekčně-rekonstrukčním zobrazení tvoří detekční geometrii řada detektorů, kterých je právě n .

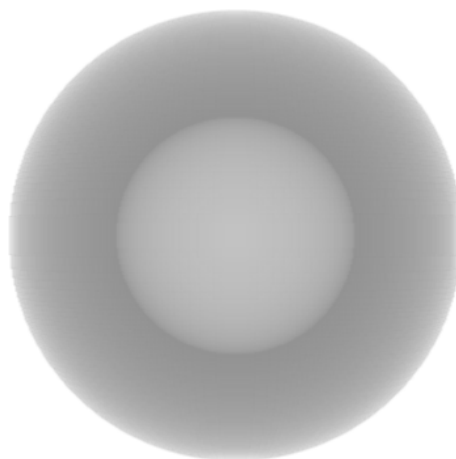
Při projekčním zobrazení tvoří detekční geometrii mozaika detektorů, je jich tedy $n \times n$.

Uspořádání detekční geometrie lze snadno pochopit z obrázku 6.6, kde je vyobrazena mozaika detektorů (pro projekční zobrazení) a řada detektorů pro projekčně rekonstrukční zobrazení.

6.1.3 Definování scény



Obr. 6.3: Definice parametrů scény

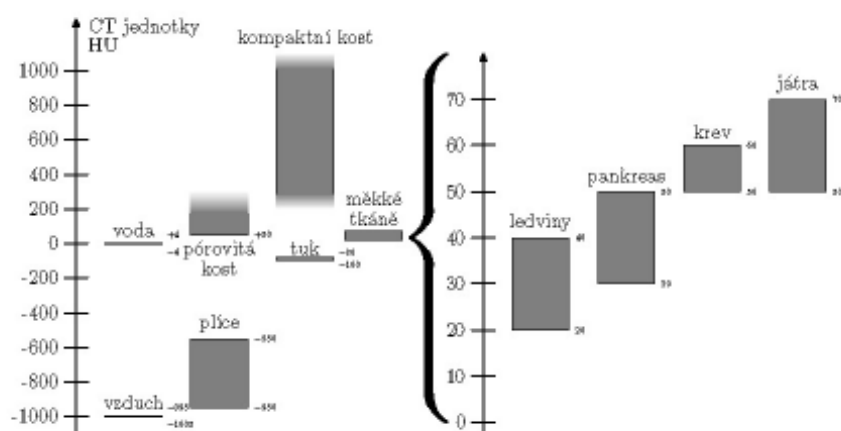


Obr. 6.4: Volume rendering scény

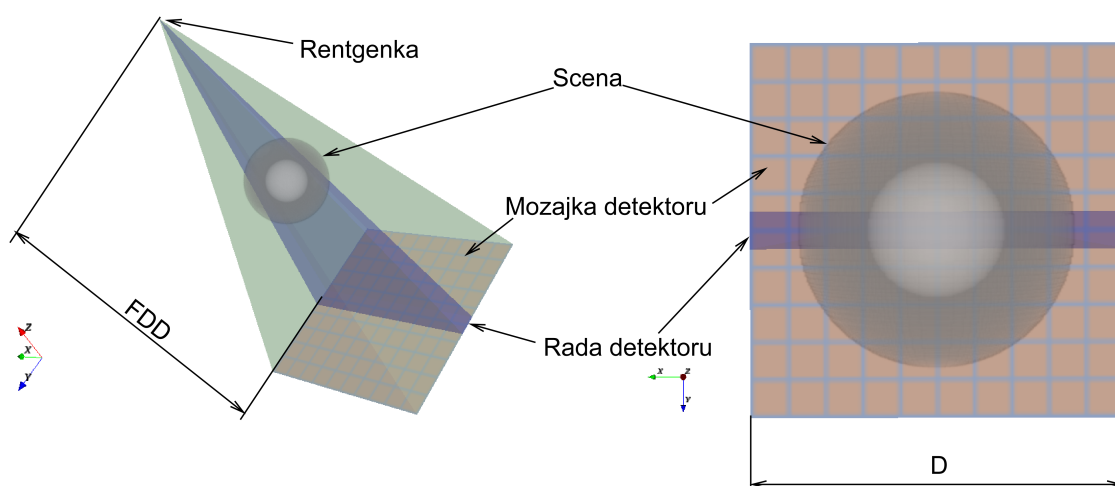
S ohledem na akviziční kontrast (vysvětleno v 6.1.4) je scéna tvořena dvěma koulemi (jedna menší druhá větší), kde každá má definován vlastní součinitel lineárního zeslabení μ (μ) [cm^{-1}]. Pro zjednodušení budeme považovat hodnoty lineárního součinitele zeslabení stejné jako hodnoty na hounsfieldově stupnici CT hodnot definované v obrázku 6.5, pouze s tím rozdílem, že naše stupnice sahá až do hodnot

4096 HU tj. popisuje i velmi kompaktní kosti. Naši scénu tak ve finále tvoří voxelový prostor, kde má každý voxel definován svůj lineární součinitel zeslabení. Rozvržení je naznačeno na obrázku 6.3, kde je:

- $r1$ - poloměr větší koule [cm],
- $r2$ - poloměr menší koule [cm],
- $\mu1$ ($\mu1$) - lineární součinitel zeslabení ve větší kouli [cm^{-1}],
- $\mu2$ ($\mu2$) - lineární součinitel zeslabení v menší kouli [cm^{-1}],



Obr. 6.5: Hounsfieldova stupnice CT hodnot



Obr. 6.6: 3D vizualizace uspořádání úlohy

6.1.4 Definice akvizičního kontrastu ve scéně a způsob jeho vyhodnocení

Kontrast je bezrozměrná veličina popisující hloubku modulace. V našem případě je definován takto:

$$K = \frac{L_2 - L_1}{L_1} \quad (6.1)$$

,kde L je jas v zajmové části obrazu.

Z této definice vyplývá i volba použité scény a to koule v kouli(6.3). Pokud provedu řez scénou či projekčně-rekonstrukční zobrazení (o dané akviziční geometrii) měřím to samé, jako když provedu projekční zobrazení(o stejné akv. geometrii). Pokud pak provedu řez těmito obrazy a zobrazím je ve výchylkové modulaci pak vidím, že obrazy prostého řezu a projekčně-rekonstrukčního zobrazení jsou si velmi podobné, kdežto pokud provedu to samé pro obraz z projekčního zobrazení, uvidím výrazný rozdíl viz obrázky 6.7 6.8.

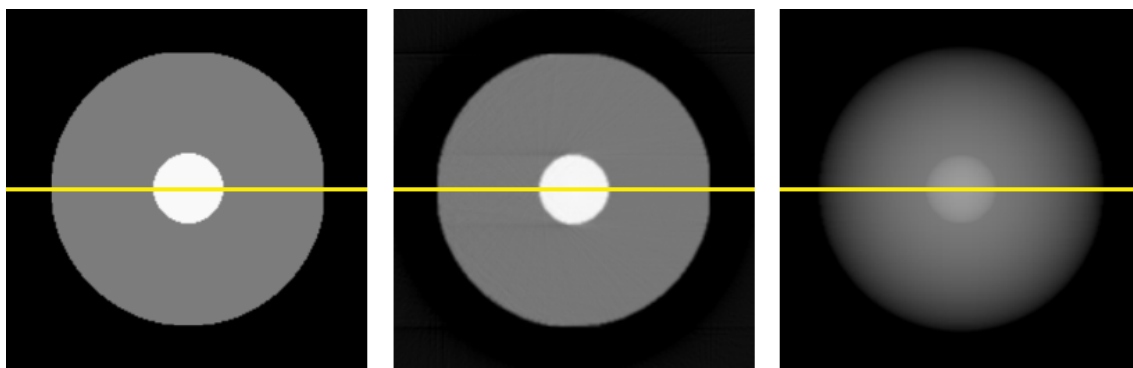
V řezech jsou pak patrné oblasti, které odpovídají oběma koulím. Hodnoty naměřené v těchto oblastech zprůměruji a získám tak jasy ve scéně L_1 a L_2 , ze kterých určím akviziční kontrast podle výše uvedeného vzorce na výpočet kontrastu(6.1). Průměrné hodnoty v jednotlivých oblastech jsou v grafech vyjádřeny horizontální čerchovanou čarou a k nim přiřazena i hodnota průměru v dané oblasti(i odtud je patrný kontrast).

Pro tento případ byly naměřeny tyto hodnoty akvizičního kontrastu:

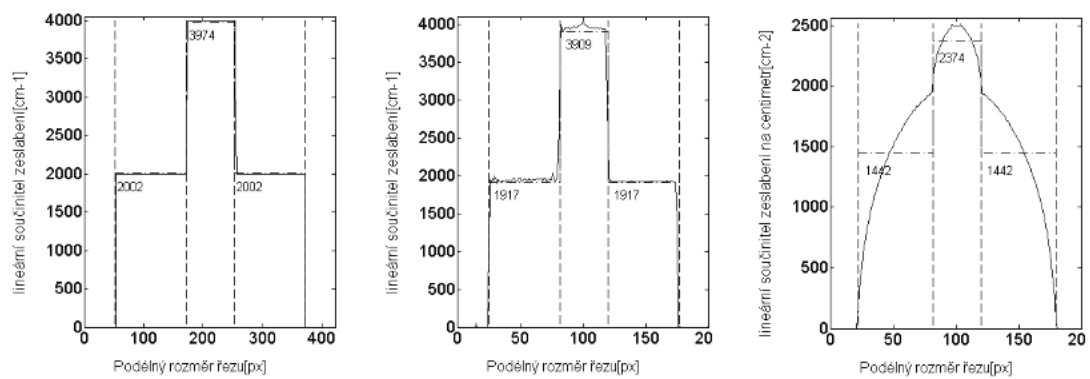
řez scénou - 0.50

projekčně-rekonstrukční zobrazení - 0.51

projekční zobrazení - 0.39



Obr. 6.7: Obrazy po akvizici: řez scénou, projekčně-rekonstrukční zobrazení, projekční zobrazení.



Obr. 6.8: Řezy obrazů po akvizici: řez scénou, projekčně-rekonstrukční zobrazení, projekční zobrazení. S vyznačenými průměrnými hodnotami v oblastech, které odpovídají velikosti koulí

7 ZÁKLADNÍ ALGORITMY PRO VÝPOČET ŘEZU , PROJEKČNÍHO ZOBRAZENÍ A PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ

Tato část se zabývá algoritmy potřebnými pro výpočet výpočet řezu , projekčního zobrazení a projekčně rekonstrukčního zobrazení. Nejprve se zminňuji o interpolacích, které mají velmi důležitý význam při diskretizaci. Poté stanovím, jak vypočítat paprskový integrál v diskretním prostoru tj. sumu hodnot diskretního prostoru mezi dvěma body. Dále pak obdobným způsobem vysvětlím, jak vypočítat souřadnice bodů roviny a naznačím jak tyto body použít pro získání řezu diskretním prostorem. Nakonec vysvětlím, jak předchozích algoritmů využít pro výpočet projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení.

7.1 Interpolace

Interpolace nám slouží při přechodu mezi spojitými a diskretními hodnotami a mají podstatný význam pro kvalitu výsledného obrazu

7.1.1 Nearest neighbour - nejbližší soused

Nejjednoduší z interpolací, která hledá pouze nejbližšího souseda tak, že zaokrouhluje přesnou hodnotu na hodnotu celého čísla. Výhodou je rychlost a jednoduchost. Velkou nevýhodou je značná chyba, ke které dochází při použití této metody. Pro provedení Nearest interpolace v 1D tedy provedu pouze tuto jednoduchou operaci:

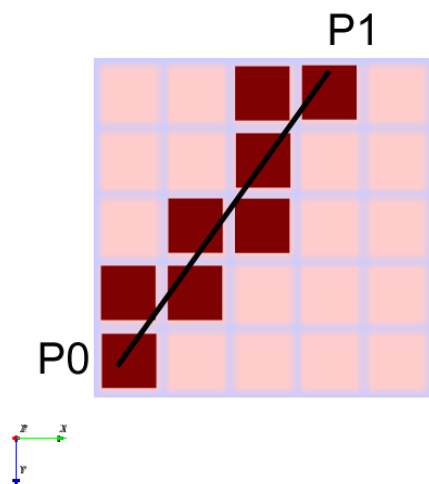
$$X_n = \text{round}(\widehat{X}_n) \quad (7.1)$$

, kde X_n je souřadnice/hodnota po interpolaci a \widehat{X}_n je souřadnice/hodnota před interpolací.

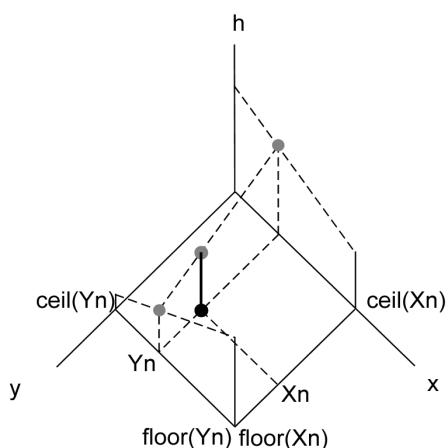
Pro vícerozměrný signál provedu tuto operaci pro každou dimenzi. Nearest interpolaci naznačuje obrázek 7.1

7.1.2 linear - lineární

Lineární interpolace je již mnohem přesnější, aniž by měla velký dopad na rychlost výpočtu. Jení princip je (pro 2D signál) naznačen v obrázku 7.2. Rozměr h vyjadřuje zobrazení 2D prostoru ve výchylkové modulaci. Vezmeme si případ, kdy je nějakým algoritmem požadována hodnota v bode X_n , Y_n a X_n , Y_n nejsou celá čísla, nýbrž



Obr. 7.1: nejbližší soused interpolace



Obr. 7.2: lineární interpolace

realná. Vznikne nám problém, jaká je tedy hodnota v tomto bodě. Lineární interpolace k tomuto problému přistupuje tak, že se hodnota v bodě X_n a Y_n odhadne z jejího nejbližšího okolí, kde jsou diskrétní hodnoty definovány. Nejprve se provedou 3 operace:

$$P_c = \text{ceil}(P_n); P_f = \text{floor}(P_n); P_m = \text{mod}(P_n); \quad (7.2)$$

, kde P je libovolný rozměr (tj. X, Y, \dots), operace ceil je operaci zaokrouhlení směrem dolů, operace floor je zaokrouhlení směrem nahoru (lze nahradit $P_f = P_c + 1$) a mod je zbytek po celočíselném dělení.

Z těchto bodů pak můžu odhadnutou hodnotu v bodě X_n, Y_n . Pro 1D lineární interpolaci mezi body P_f, P_c platí:

$$h(P_n) = h(\text{floor}(P_n)) \cdot (1 - \text{mod}(P_n)) + h(\text{ceil}(P_n)) \cdot \text{mod}(P_n) \quad (7.3)$$

, kde h je hodnota v bodě.

Tuto 1D interpolaci lze rozšířit na 2D trojnásobným použitím tohoto vzorce (bilinear), tak jak je naznačeno na obrázku 7.2. Jak je vidět tato interpolace používá celočíselné operace a 2 násobení, je proto málo náročná na rychlost výpočtu.

Lineární interpolace se v praxi velmi dobře osvědčila a používám ji prakticky v celém programu.

7.1.3 mean - průměr

Interpolaci průměrováním jsem si v praxi sice vyzkoušel, ale její dopad byl na rychlost výpočtu dosti veliký, přičemž kvalita výstupu byla podobná, ne-li horší než u

lieární interpolace. Proto se jí dále nebudu věnovat a ve vlastním programu nemá žádný význam.

7.2 Výpočet paprskového integrálu

Výpočet paprskového integrálu je v operaci sumy hodnot mezi dvěma body. V diskrétní formě sumují hodnoty pouze v určitých bodech a je nutno provádět interpolace, protože tyto body jsou obecně v reálných souřadnicích, zatímco diskretizovaný prostor je definován pouze v diskrétních souřadnicích (tj. v celých číslech).

Vysvětlení výpočtu provedu pro 2D prostor, přičemž přechod na 3D prostor bude myslím zřejmý. Pomocí při vysvětlení nám bude obrázek 7.3.

Definujme si tedy 2D diskrétní prostor:

$$A(x, y) \quad (7.4)$$

, kde x, y jsou celá čísla.

Definujme si dále body:

$$P0(x, y), P1(x, y) \quad (7.5)$$

, kde $P0$ a $P1$ je počátečním a koncovým bodem úsečky, po které budeme integrovat. Strmost přímky a vzdálenost mezi body nám pak determinuje:

$$\Delta x = P1(x) - P0(x), \Delta y = P1(y) - P0(y) \quad (7.6)$$

Následně provedeme:

$$n = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2} \quad (7.7)$$

$$u = \frac{\Delta x}{n}, v = \frac{\Delta y}{n} \quad (7.8)$$

, tímto jsme získali normovanou strmost definovanou u a v .

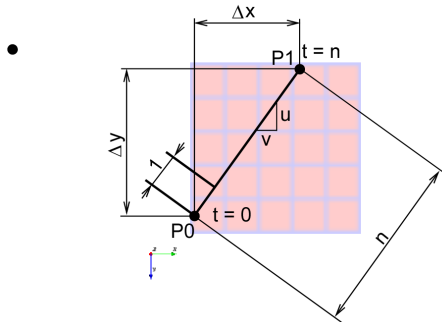
Odtud pak můžeme vypočítat body na přímce mezi $P0$ a $P1$:

$$x(t) = P0(x) + u \cdot t, y(t) = P0(y) + v \cdot t, t = 0, 1, 2, \dots, n \quad (7.9)$$

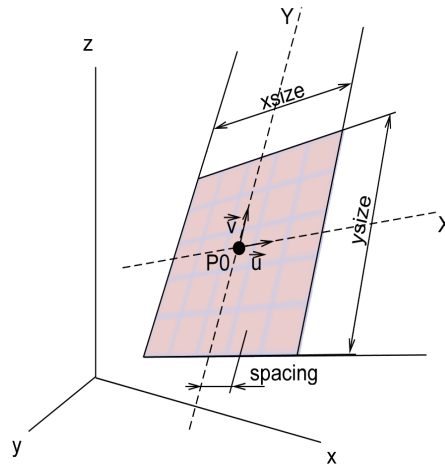
Což jsou takzvané parametrické přímky. Při $t=0$ jsou souřadnice $x(t), y(t)$ rovny bodu $P0$. Normalizací jsem zajistil, že body $x(t)$ a $y(t)$ se mi budou se zvyšujícím se t pohybovat po přímce s krokem právě 1 a při dosažení $t = n$ budou souřadnice $x(t), y(t)$ rovny bodu $P1$. Souřadnice $x(t), y(t)$ budou ale reálná čísla a bude potřeba využít algoritmu linear nebo nearest interpolace k vyčíslení hodnot v těchto bodech. Nakonec provedu sumaci těchto hodnot:

$$U = \sum_{t=0}^n A(x(t), y(t)) \quad (7.10)$$

, kde U je žádaná hodnota paprskového integrálu mezi dvěma body v diskrétním prostoru.



Obr. 7.3: výpočet přímkového integrálu



Obr. 7.4: výpočet bodů roviny

7.3 Výpočet bodů roviny

Výpočet bodů roviny je obdobným problémem jako při diskretizaci přímky mezi dvěma body při výpočtu paprskového integrálu. Pracovat ale budeme v 3D prostoru a budeme v něm hledat souřadnice bodů takových, že budou právě v rovině a budou tvořit pravidelnou čtvercovou síť.

Vstupem algoritmu bude bod $P0(x,y,z)$ ležící přesně v počátku souřadnic této roviny. Dále pak dva normované vektory \vec{u} a \vec{v} definující směr roviny a velikosti $xsiz$ a $ysiz$ definující šířku a výšku roviny. Nakonec zavedeme skalár $spacing$, který bude definovat hustotu čtvercové sítě (neboli vzdálenost mezi body). Tyto pojmy osvětluje obrázek 7.4. Vstupem bude soustava diskretních 2D bodů $B(x,y)$.

K získání vektorů \vec{u} a \vec{v} lze použít například 3 bodů, které leží v požadované rovině a je důležité nezapomenout je opět znormovat (obdobně jako 7.7). Takže např. pro rovinu rovnoběžnou s rovinou x,y budou vektory $\vec{u} = [1 \ 0 \ 0]$ a $\vec{v} = [0 \ 1 \ 0]$.

Pro získání bodů takto definované roviny můžu psát:

$$B(t, s) = A(P0(x) + \vec{u}(x).t + \vec{u}(y).s, P0(y) + \vec{u}(y).t + \vec{u}(z).s, P0(z) + \vec{u}(z).t + \vec{u}(z).s) \quad (7.11)$$

, kde t a s rozmítám

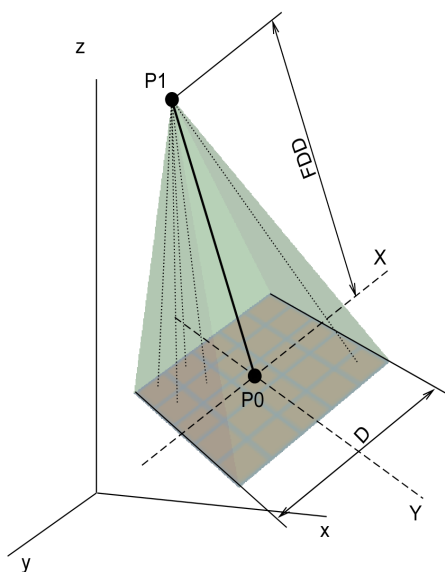
$$t = -\frac{xsiz}{2}, \dots, 0, \dots, \frac{xsiz}{2}, s = -\frac{ysiz}{2}, \dots, 0, \dots, \frac{ysiz}{2} \quad (7.12)$$

Pokud budu chtít získat méně hustou síť využiji rozšířím ještě rovnici 7.11 o parametr $spacing$. Pokud bude $spacing$ např. 2 dojde k snížení hustoty sítě 2x, naopak pokud bude 0.5 dojde ke zvýšení hustoty sítě 2x.

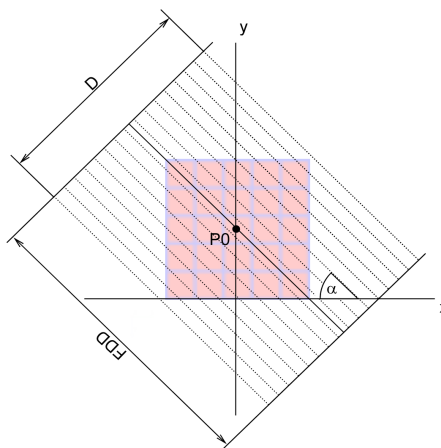
7.4 Výpočet řezu rovinou

Pro získání řezu rovinou využijí výpočtu bodů roviny 7.4, který mě dá souřadnice bodů roviny. Poté pro získání hodnot této roviny z diskrétního prostoru $A(x,y,z)$ použijí některou z interpolací, abych získal hodnoty na této rovině.

7.5 Výpočet projekčního zobrazení



Obr. 7.5: způsob výpočtu projekčního zobrazení



Obr. 7.6: výpočet radonovy transformace

Dle obrázku 7.5 budu pro výpočet projekčního zobrazení budu potřebovat 2 body(P1 a P0) definující místo zdroje roentgenova záření a střed mozajky detektorů. Dále pak 2 vektory(určující směr roviny mozajky detektorů) a skalár určující velikost mozajky detektorů, tak aby byla definována rovina dle algoritmu pro výpočet bodů roviny 7.4. Takto mám pak nadefinovány dráhy fotonů mezi zdrojem záření a detektory a mohu tedy algoritmem paprskového integrálu(7.2) určit hodnoty jednotlivých útlumů na dráze mezi rentgenkou a detektory tj. získat sumační obraz.

7.6 Výpočet projekčně-rekonstrukčního zobrazení

Výpočet projekčně-rekonstrukčního zobrazení se skládá z radonovy transformace a ze zpětné radonovy transformace, jejich princip je stručně vysvětlen v kapitole "základní principy konstrukce CT RTG ZS" 4.7 a podrobné rozebrání lze najít v

literatuře [2]. Pro zpětnou radonovu transformaci jsem využil implementace v prostředí matlab, pro výpočet radonovy transformace lze využít obdobných principů jako při výpočtu projekčního zobrazení s tím rozdílem, že nepracují s mozaikou detektorů, ale s řadou detektorů. Pro zjednodušení je použito paralelních projekcí, jak je naznačeno na obrázku 7.6. Pozn. kód programu, realizující radonovu transformaci sice podporuje i akviziční geometrii 3. generace CT, nicméně tuto geometrii nepodporují ze strany inverzní radonovy transformace, zůstává tak tedy nevyužita.

8 PROGRAMOVÉ VYBAVENÍ

Tato část se věnuje volbě a vhodnosti programového vybavení pro danou úlohu. Jsou zde probrány výhody a nevýhody Matlabu a C++. Pro vlastní řešení programu jsem proto využil obou těchto programovacích jazyků.

8.1 Matlab

Matlab je snadno se naučitelný jazyk vysoké úrovně, jehož nejvěšší síla je v jednoduchém přístupu k maticím a maticovým operacím, které jsou vysoce optimalizované. Další výhodou je velký počet knihoven, které sahají do mnohých vědeckých odvětví. Nevýhoda matlabu je jeho rychlost. Ta může být pro programy optimalizované pro maticové operace velmi slušná. Nicméně je známo, že je především pro for cykly značně pomalejší proti programovacím jazykům nižší úrovně. Pro naši úlohu je omezená rychlost for cyklů dosti majoritní, protože u výpočtu paprskového integrálu se jemu nelze vyhnout. Dalším zádrhelem prostředí matlab je, že neexistuje oficiální podpora volume renderingu. Na internetu se sice dají nalézt několik kódů pro volume rendering(např. [7]), nicméně jejich výpočetní náročnost je značně vysoká. Navíc pro vykreslení používají pouze 2D texture mapping, což je metoda volume renderingu nižší kvality.

8.2 C++

C++ je programovací jazyk nízké úrovně a v mnohých odvětvích je průmyslovým standardem. Jeho hlavní výhodou je jeho rychlost, která se často blíží až k rychlosti assembleru. Jeho silnou nevýhodou je náročnost tvoření v něm. A citlivost na chyby programátora. Z pohledu rychlosti programu je použití tohoto jazyka tedy optimálním řešením, nicméně doba programování je v něm proti matlabu několikanásobně delší.

8.2.1 VTK

VTK(Visualization Toolkit) je open-source, volně dostupný softwarový systém určený pro použití 3D počítačové grafiky. Je napsán v C++, nicméně je kompletně dostupný i pro jazyky Tcl/Tk, Java a python. Je určen pro širokou škálu použití a též pro lékařské aplikace. Projekt VTK úzce spolupracuje s National Alliance for Medical Image Computing (NA-MIC) a National Library of Medicine (NLM) a je tedy dobře uzpůsoben pro nasazení v lékařských aplikacích. Výčet dostupných funkcí naleznete na webu VTK [8], z nichž jsou například dostupné funkce pro zobrazení

polygonových dat, volume rendering(2D texture mapping,3D texture mapping, ray-casting), konvoluci , podpora look up tables... . Výhodou VTK je především jeho rychlost, která je při volume renderingu dle mého odhadu o jeden či dva řady rychlejší než dostupné implementace v matlabu. Dalším benefitem aplikace založené na VTK proti matlabu je interaktivita(rozuměj odezva zobrazované scény na příkazy zadané myší), je zde dostupná řada tzv. Widgets, které zpřístupňují sílu interaktivity i relativně nezkušenému programátorovi. VTK též obashuje přehledný systém callbacku, jež umožňuje událostmi řízený běh programu.

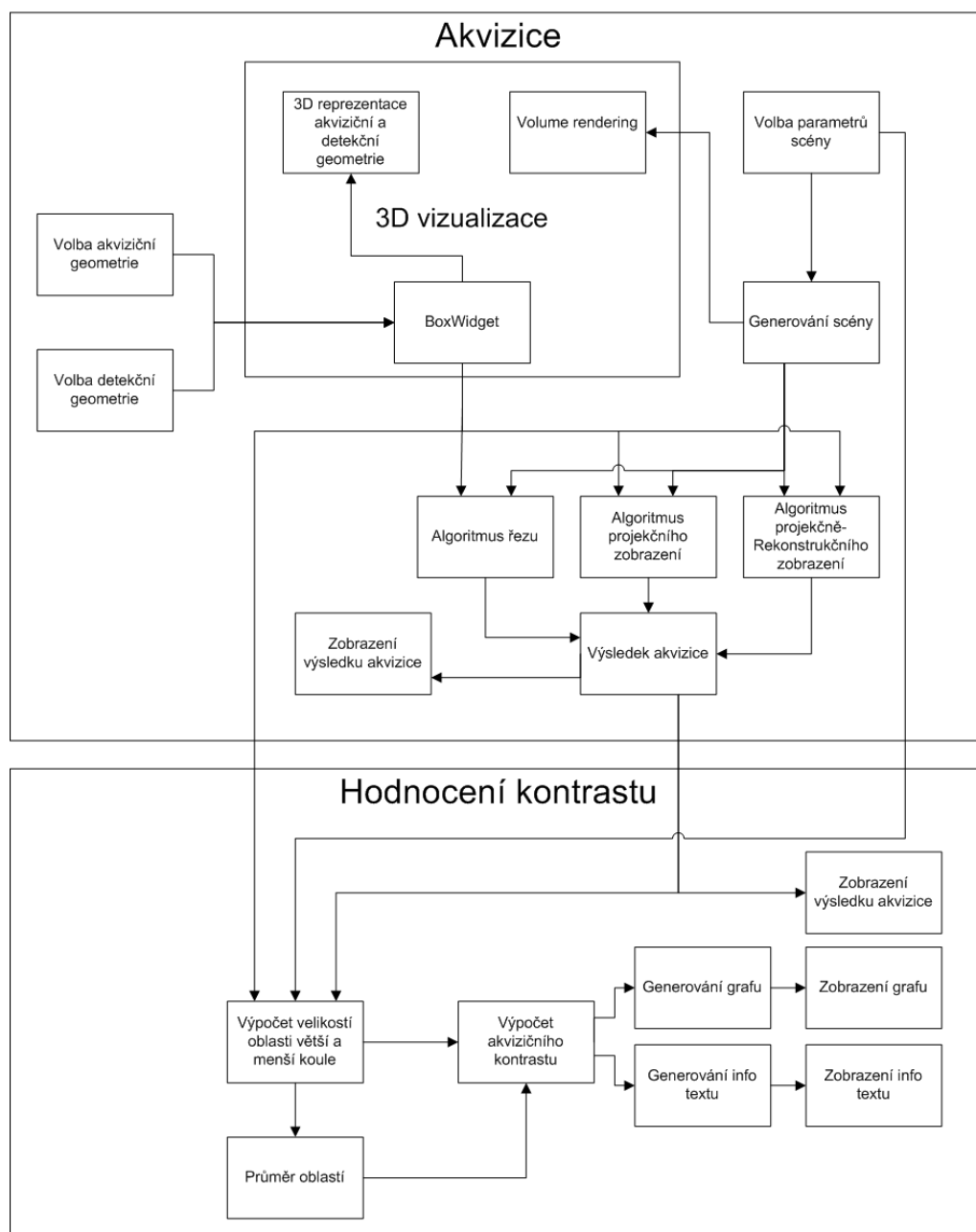
Nevýhodou VTK je dosti dlouhé seznamování s jednotlivými funkcemi a omezenost použití jeho funkcí(vyvíjení vlastních je dosti zdlouhavá záležitost).

8.2.2 KWWidgets

KWWidgets pocházejí od stejné firmy jako VTK a rozšiřují jeho použití o kvalitní GUI(graphical user interface - uživatelské rozhraní). Výhodou tohoto řešení je výborná integrovatelnost s VTK, jež podstaně urychluje vývoj programu. Dostupné jsou standartní prvky jako panely, tlačítka, check tlačítka atd. , ale též nadstandartní záležitosti pro práci s grafikou, jako look up table editor, color picker(paleta pro výběr barev) atd. .

9 ŘEŠENÍ PROGRAMU

9.1 Schéma programu, grafické rozhraní a stručné vysvětlení základních bloků



Obr. 9.1: Schéma programu

9.1.1 Stručné vysvětlení základních bloků

Zde stručně popisují jednotlivé bloky schématu 9.1 . Obrázky grafického rozhraní 9.2 a 9.3 pak význam těchto bloků ještě zdůrazňují.

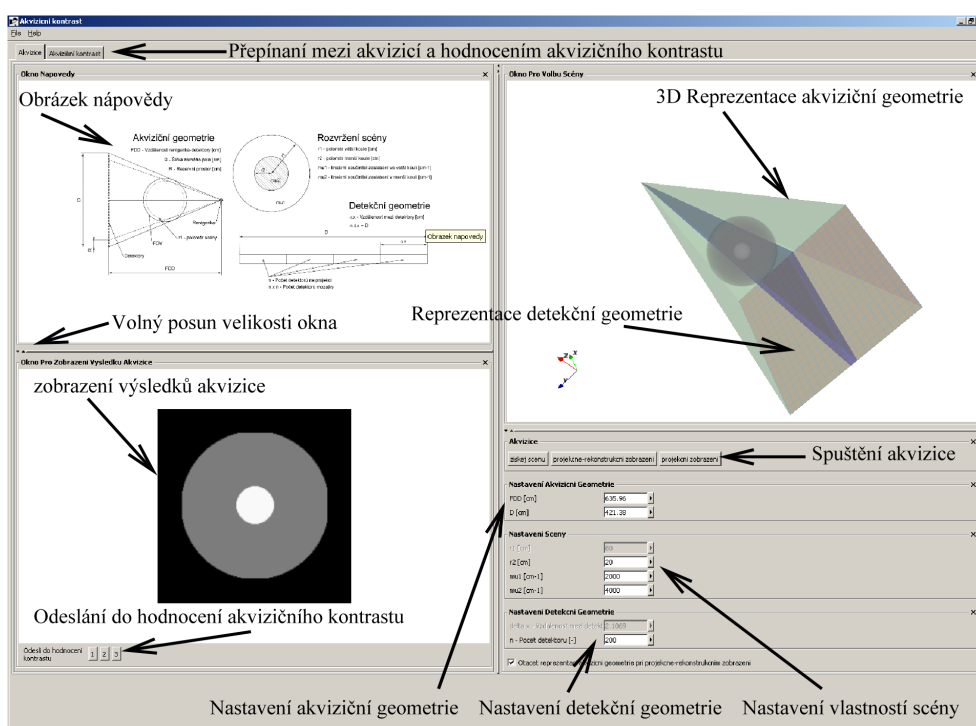
Část akvizice:

- volba akviziční geometrie - nastavení FDD(vzdálenost rentgenka-detektory) a D(šířka zorného pole) dle kapitoly 6.1,
- volba detekční geometrie - nastavení n(počet detektorů) a Δx (vzdálenost mezi detektory) dle kapitoly 6.1.2,
- volba parametrů scény - nastavení r1(poloměr větší koule [cm]), r2(poloměr menší koule [cm]), μ_1 (lineární součinitel zeslabení ve větší kouli[cm^{-1}]), μ_2 (lineární součinitel zeslabení v menší kouli[cm^{-1}]) dle kapitoly 6.1.3,
- generování scény - blok zajistí, že se z parametrů scény vypočítají příslušné voxelové koule,
- 3D reprezentace akviziční a detekční geometrie - blok reprezentuje sadu funkcí, které zajišťují 3D vizualizaci akviziční a detekční geometrie, výsledek je zřejmý v 9.2,
- volume rendering - obdobně reprezentuje sadu funkcí, které zajišťují 3D vizualizaci scény, výsledek je zřejmý v 9.2,
- boxWidget - funkčně-vizualizačně-interaktivní VTK objekt pro výběr akviziční geometrie a slouží též pro generování bodů a vektorů potřebných pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení, jak bylo definováno v 9.2.2, podrobný popis bude zmíněn později,
- algoritmus řezu, algoritmus projekčního zobrazení, algoritmus projekčně-Rekonstrukčního zobrazení - algoritmy zajišťující výpočet příslušných zobrazení,
- výsledek akvizice - reprezentuje výsledný obraz po akvizici,

Část hodnocení kontrastu:

- výpočet velikostí oblasti větší a menší koule - dle akviziční geometrie a velikosti menší a větší koule vypočítává místa průsečíků spojnice mezi rentgenkou okrajem koule s detekční geometrií a umožňuje tak automatickou detekci oblastí v obraze, které odpovídají vlivu menší a větší koule,
- průměr oblastí - využívá výběru oblastí předchozího bloku a hodnoty v nich průměruje,

- výpočet akvizičního kontrastu - z průměrů v oblastech vypočte akviziční kontrast,
- generování grafu - generuje graf(výchylovou modulaci) v řezu obrazem(přes střed obrazu), dále pak do grafu vyznačuje okraje oblastí(výpočet velikostí oblasti větší a menší koule) a hodnoty průměru v těchto oblastech(průměr oblastí), tak aby byl pojem akvizičního kontrastu ozřejmen, výsledek je patrný z obrázku 9.3,
- generování info textu - generuje obrázek, který obsahuje informace o vstupních parametrech akvizice a výsledném akvizičním kontrastu,

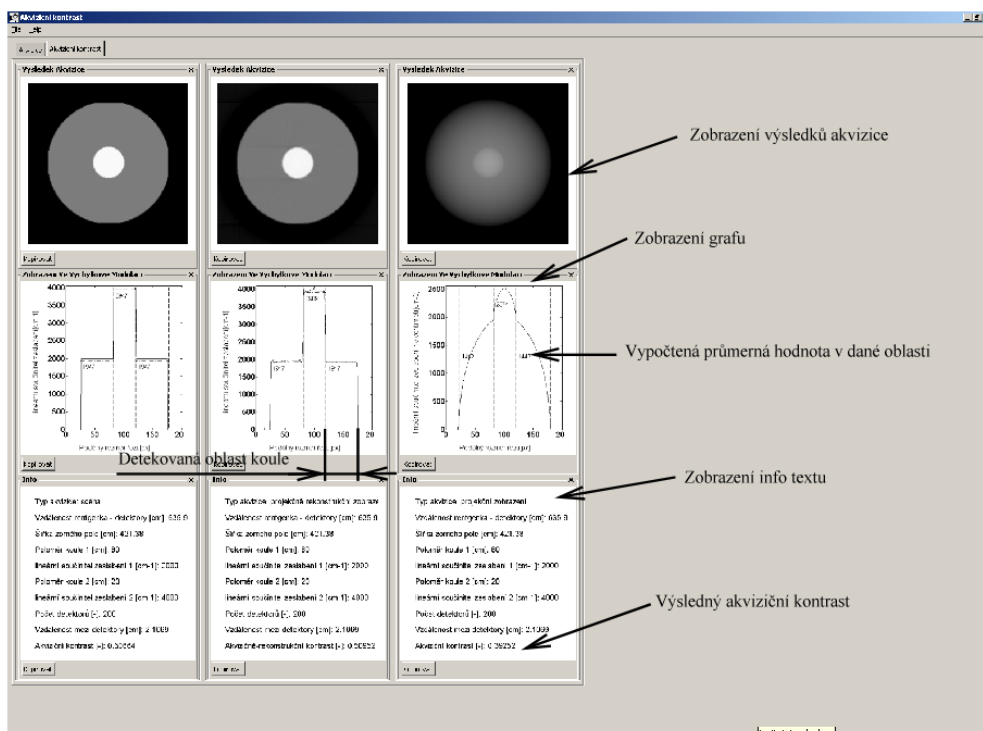


Obr. 9.2: Grafické rozhraní programu - část pro akvizici dat

9.2 Podrobné rozebání vybraných bloků programu a programovacích prostředků

9.2.1 Vizualizační prostředky

Veškerá vizualizace zahrnující jak 3D, tak 2D zobrazení je realizována v balíku VTK. Jak 2D zobrazení, tak 3D zobrazení je realizováno pomocí tzv. renderu, kde je



Obr. 9.3: Grafické rozhraní programu - část pro hodnocení akvizičního kontrastu

scéna ať 2D nebo 3D umístěna do 3D prostoru a to, jak se nám tato scéna vyobrazí na obrazovce je dáno umístěním kamery. Na kameře lze nastavit řadu parametru a to např. focal point(analogicky k rentgence) a position(analogicky k středu mozaiky detektorů) a další. K pochopení základních principů počítačové grafiky doporučuji navštívit stránky Andries Van Dam [9], kde jsou tyto principy srozumitelně vysvětleny. Pokračujme zpátky ke kameře, ta je pro realizaci zobrazení 2D obrazku umístěna kolmo na něj a její vzdálenost od obrázku lze obrátek zmenšovat či zvětšovat. Spousta vizualizačních prostředků podléhá při renderingu přiřazení barev pomocí look up table, takže je možné pomocí ní obraz všemožně zabarvovat či volit okno zobrazení, tak jak je vysvětleno v literatuře [1]. Hlavními datovými typy ve VTK jsou imageData a polyData. ImageData jsou data reprezentována body v 3D prostoru(většinou v pravidelné mřížce) příkladem můžou být obrazová 2D data, ale také 3D voxelová data. Poly data jsou tzv. polygonální data, která jsou reprezentována obecně nepravidelnou sítí bodů, které mají ale spojitosti s okolními. Ty mohou tvořit polygony(nejjednoduší je trojúhelník) a v prostoru mezi těmito body lze definovat roviny, texturey atd. . Polygonová data jsou základem většiny dnešní počítačové grafiky počínaje CAD systémy, přes filmovou grafiku až po počítačové hry. PolyData jsou proti imageData nasazeny v mnohem větší míře kvůli menším nárokům na paměť a výpočetní výkon.

Homogenní transformace

Základní transformace translation(posunutí), scale(zvětšení či zmenšení) a rotation(rotace) jsou ve VTK(ostatně jako ve většině počítačové grafiky) realizovány pomocí Homogenní transformace (literatura [5] [6], nebo [9]), tyto základní transformace do jedné společné matice 4x4, která je plně popisuje. Homogenní transformace je ve své podstatě stejná jako normální matice zobrazení(ta by byla velká 3x3), pouze je matematicky upravena tak, aby bylo možno definovat i bod v nekonečnu. Na CD je taky přiložen můj program HOMOGENEOUS TRANSFORMATION MATRICES (vytvořený jako projekt do predmentu MMNM), který vám může funkci homogenní transformace přiblížit.

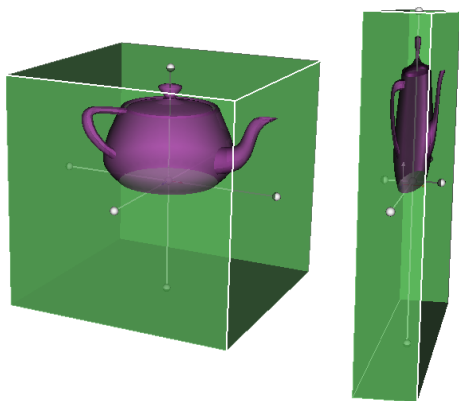
3D reprezentace akviziční a detekční geometrie

Akviziční geometrie je reprezentována polygonálními daty generovanými classem `vtkConeSource`(zdroj kužele). Tento class umožňuje dynamicky generovat `polyData` ve tvaru kužele, pokud se mu nastaví rozlišení 4, generuje jehlan, který poměrně věrně reprezentuje akviziční geometrii. Tyto `polyData` samozřejmě podléhají homogenní transformaci a je tak snadno realizovatelné jejich natáčení, posun a zvětšování(pozn. kvůli jednoduchosti ovládání programu byly možnosti transformace omezeny pouze na zvětšování/zmenšování). Detekční geometrie realizována texturou(`imageData`), která je umístěna v patě jehlanu reprezentujícího akviziční geometrii a je generována pomocí classu `vtkImageGridSource`(zdroj obrazkové mřížky), kterou lze nastavovat velikost a odstup detektorů. Celkový pohled na reprezentaci akviziční a detekční geometrie lze vidět např. na obrázku 7.5.

Volume rendering

Balík VTK obsahuje řadu classů pro rendering volume dat. Pro nás z nich nejpodstatnější jsou realizace metod 2D texture mapping(skládání řezů volume prostorem = 2D textur přes sebe), 3D texture mapping(analogicky jen s 3D texturami) a ray casting(počítání paprskových integrálů přes volume prostor). Metody texture mappingu jsou obecně velice rychlé, ale výstupní kvalita obrazu je nižší. Ray casting je sice výpočetně náročný, zato kvalita výstupu je výborná(obrázky 9.5 a 6.4). V programu je použita metoda ray castingu, výsledek lze pozorovat například na obrázku 6.4. S přihlédnutím na kvalitu výstupu ray castingu zaměřili se mé první pokusy výpočtu sumačního obrazu právě na využití právě ray castingu implementovaného ve VTK. Výsledky vypadali velice nadějně, ale nakonec vše ztroskotalo na využití homogenní transformace při nastavování kamery. Při nastavování kamery se sice volí přesná pozice rentgenky a středu mozaiky detektorů, ty jsou ale přepočítány

do homogenní transformace(4x4) a pro větší vzdálenosti rentgenka-detektory dojde k nepřesnosti zaměření středu mozaiky detektorů. U projekčního zobrazení by to snad až tak moc nevadilo, bohužel pro projekčně rekonstrukční zobrazení toto mělo podstatný význam a pokusy pro výpočet sumačního obrazu pomocí ray castingu implementovaného ve VTK jsem zastavil. Pozn. jak se později zmíním výpočet paprskového integrálu, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení jsem přesunul do matlabu. S pozorování odhaduji, že výpočet pomocí VTK byl o jeden či dva řády rychlejší než v matlabu! A umožňoval tak například simulaci partial volume jevu. Z mých pozorování tedy usuzuji, že výpočet v jazyce C může být pro ulohu výpočtu paprskového integrálu, projekčního a projekčně-rekonstrukčního mnohem rychlejší a myslím, že napsání takovéto knihovny v jazyce C by svým rozsahem klidně odpovídalo rozsahu celé diplomové práce(problematika optimalizací je poměrně rozsáhlá).



Obr. 9.4: Demonstrace homogenní transformace



Obr. 9.5: Ray cast volume rendering hlavy člověka(velikost obrazových dat je 64x64x93)

9.2.2 Generování potřebných bodů a vektorů potřebných pro generování akviziční geometrie - boxWidget

Jak bylo popsáno v kapitole je pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení potřeba znát některé body(pozice rentgenky..) a některé vektory(směr roviny mozaiky detektorů), aby bylo možno je vypočítat. K tomuto účelu jsem využil velmi silného nástroje VTK a to vtkBoxWidget. Tento funkčně-interaktivně-vizualizační class je možno interaktivně(nebo i jinak) posouvat, rotovat, zmenšovat a zvětšovat tak, že ovlivní i vizualizační objekty na něj napojené. Obrázek 9.4 ukazuje, jak změnil velikost modelu konvice. Grafická reprezentace boxWidgetu je kostka s táhly ve stěnách(kuličky), pomocí nichž lze boxWidget myší

zvětšovat, či zmenšovat. Táhnutím myši za stěnu otáčet a táhnutím za střed posouvat(demonstrováno v programu HOMOGENEOUS TRANSFORMATION MATRICES umístěném na CD).

Velikost, natočení a posunutí boxWidgetu pak v mém programu reprezentuje velikost, natočení a posunutí akviziční geometrie. Pak lze z boxWidgetu vytáhnout pozice(x,y,z) táhel, rohů , nebo normálové vektory stěn. Tyto informace již plně dostačují na popis akviziční geometrie a můžu je tak předat výpočetním prostředkům pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení.

9.2.3 Prostředky pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení

Prostředky pro výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení jsou funkce, které mají na vstupu voxelová data a příslušné parametry a na výstupu 2D obraz odpovídající zadané úloze.

Tyto prostředky jsou v programu realizovány v prostředí matlab a pomocí matlab compileru zpřístupněny do jazyka C++.

Realizace řezu scénou

Řez scénou je realizován pomocí funkce planePoints, která realizuje algoritmus výpočet řezu rovinou a je definována takto:

out = planePoints(in,P0,u,v,xsiz,ysiz,spacing,interpolation) , kde

- in - voxelová data ,
- P0 - bod, který definuje počátek souřadnic roviny ,
- u,v - vektory, které určují směr roviny ,
- xsiz, ysiz - skaláry určující velikost roviny ,
- spacing - vzdálenost mezi detektory ,
- interpolation - použitá interpolace pro výpočet ,
- out - výstupní 2D obrazová data ,

Realizace projekčního zobrazení

Projekční zobrazení je realizováno pomocí funkce projection, která realizuje algoritmus projekčního zobrazení a je definována takto:

function out = projection(in,P1,P0,u,v,xsiz,ysiz,spacing,interpolation) , kde

- in - voxelová data ,
- P1 - bod, který definuje umístění rentgenky ,
- P0 - bod, který definuje střed mozaiky detektorů ,
- u,v - vektory, které určují směr roviny ,
- xsiz, ysiz - skaláry určující velikost roviny ,
- spacing - vzdálenost mezi detektory ,
- interpolation - použitá interpolace pro výpočet ,
- out - výstupní 2D obrazová data ,

Realizace projekčně-rekonstrukčního zobrazení

Projekčně-rekonstrukčního zobrazení je realizováno pomocí funkce `projectionReconstruction`, která realizuje algoritmus projekčně-rekonstrukčního zobrazení a je definována takto:

`function [out,sinogram,plane] = projectionReconstruction(in,P0,u,v,angle,fansiz,spacing,dist1,dist2,generation,interpolation)`, kde

- in - voxelová data ,
- P0 - bod, který definuje počátek souřadnic roviny ,
- u,v - vektory, které určují směr roviny ,
- angle - 3 skaláry, definující úhly, pod kterými bude probíhat radonova transformace ,
- spacing - vzdálenost mezi detektory ,
- dist1, dist2 - definují vzdálenosti rentgenka-střed rotace, střed rotace-detektory (podpora různých vzdáleností od středu rotace je pouze ze strany radonovy transformace, v inverzní radonově transformaci toto není podporováno, hodnoty jsou protovoleny stejně),
- generation - volba 1. 3. generace CT RTG ZS (podpora je ze strany inverzní radonovy transformace pouze pro 1. generaci, 3. se proto nevyužívá) ,
- interpolation - použitá interpolace pro výpočet ,
- out - výstupní 2D obrazová data ,

- sinogram - sinogram generovaný radonovou transformací ,
- plane - prostý řez voxelovým prostorem ,

9.2.4 Prostředky pro výpočet akvizičního kontrastu

Toto realizuje opět matlabovská funkce `matlContrast`. Mimo výpočet kontrastu také generuje graf, který zobrazuje řez vstupním obrazem a vynačuje na něm důležité oblasti (obrázek 6.8). Funkce je definována takto:

```
function [out, out1] = matlContrast(in,params)
```

- in - 2D obrazová data ,
- params - pole obsahující hodnoty parametrů použitých při akvizici obrazu ,
- out - řez středem vstupních obrazových dat, s vyznačenými důležitými oblastmi a hodnotami,
- out1 - 2D obrazová data obsahující výpis akvizičních parametrů a naměřený akviziční kontrast ,

10 DOSAŽENÉ VÝSLEDKY

10.1 Vliv vzorkování

Pozn.: pro výpočty je vždy použita lineární interpolace.

Řezy scénou - projevuje se jev špatného vzorkování



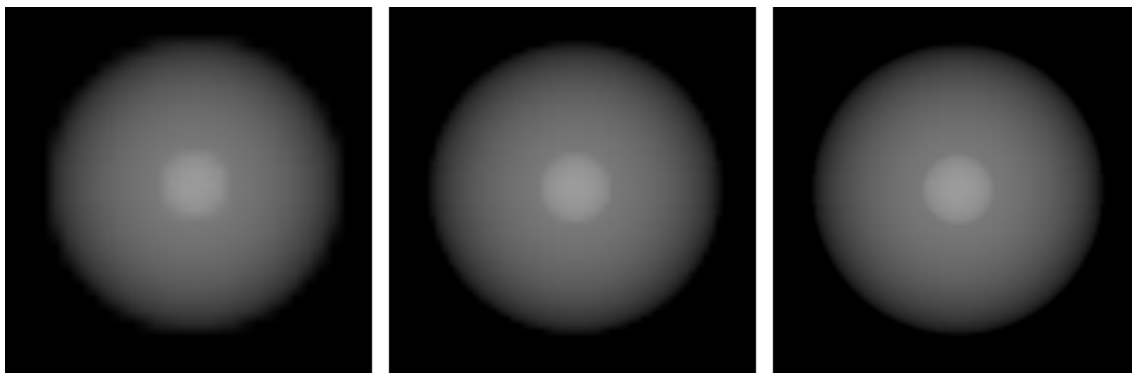
Obr. 10.1: Řezy scénou - ztráta prostorového rozlišení v závislosti na počtu bodů řezu(30x30,60x60,110x110)

Projekčně-rekonstrukční zobrazení - pro velmi malý počet detektorů se projevují se fluktuace způsobené malou hustotou paprsků procházejících scénou, vliv těchto fluktuací se rozprostírá do celého obrazu.



Obr. 10.2: Projekčně-rekonstrukční zobrazení - ztráta prostorového rozlišení v závislosti na počtu detektorů na projekci (30,60,110)

Projekční zobrazení - protože paprsky neprocházejí jen rovinou, ale celým oběmem scény, fluktuace se téměř neprojevují.



Obr. 10.3: Projekční zobrazení - ztráta prostorového rozlišení v závislosti na počtu detektorů mozaiky(30x30,60x60,110x110)

10.2 Vliv scény

10.2.1 Vliv velikostí útlumu v menší a větší kouli

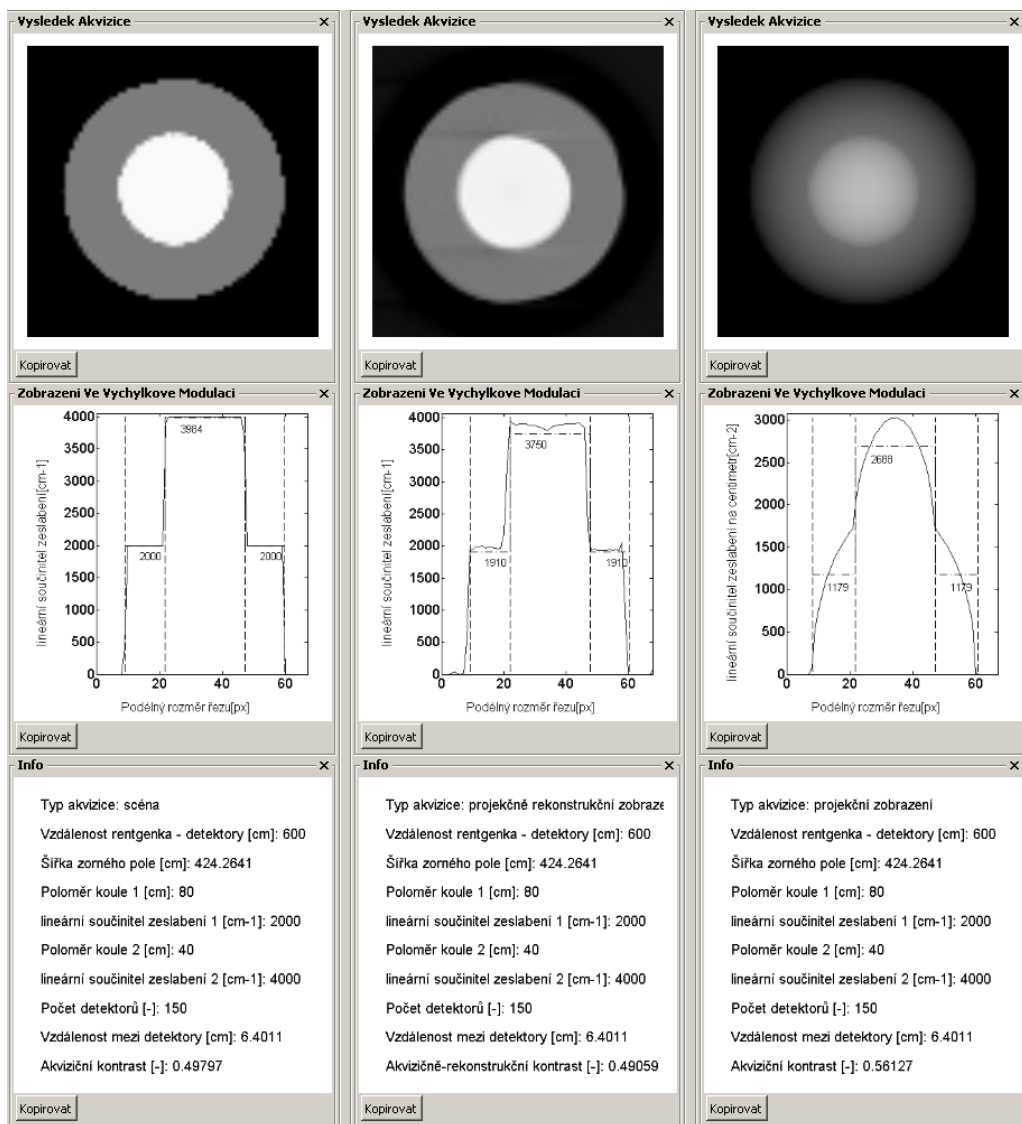
Vliv scény na akviziční při projekčním zobrazení dobře ukazují následující dva obrázky 10.4 10.5. V prvním případě je kontrast ovlivněn jen málo, kdežto v druhém případě se akviziční kontrast změní velmi výrazně. Akviziční kontrast pro projekčně rekonstrukční zobrazení zůstává stejný, jako při řezu scénou.

10.2.2 Vliv velikostí menší koule

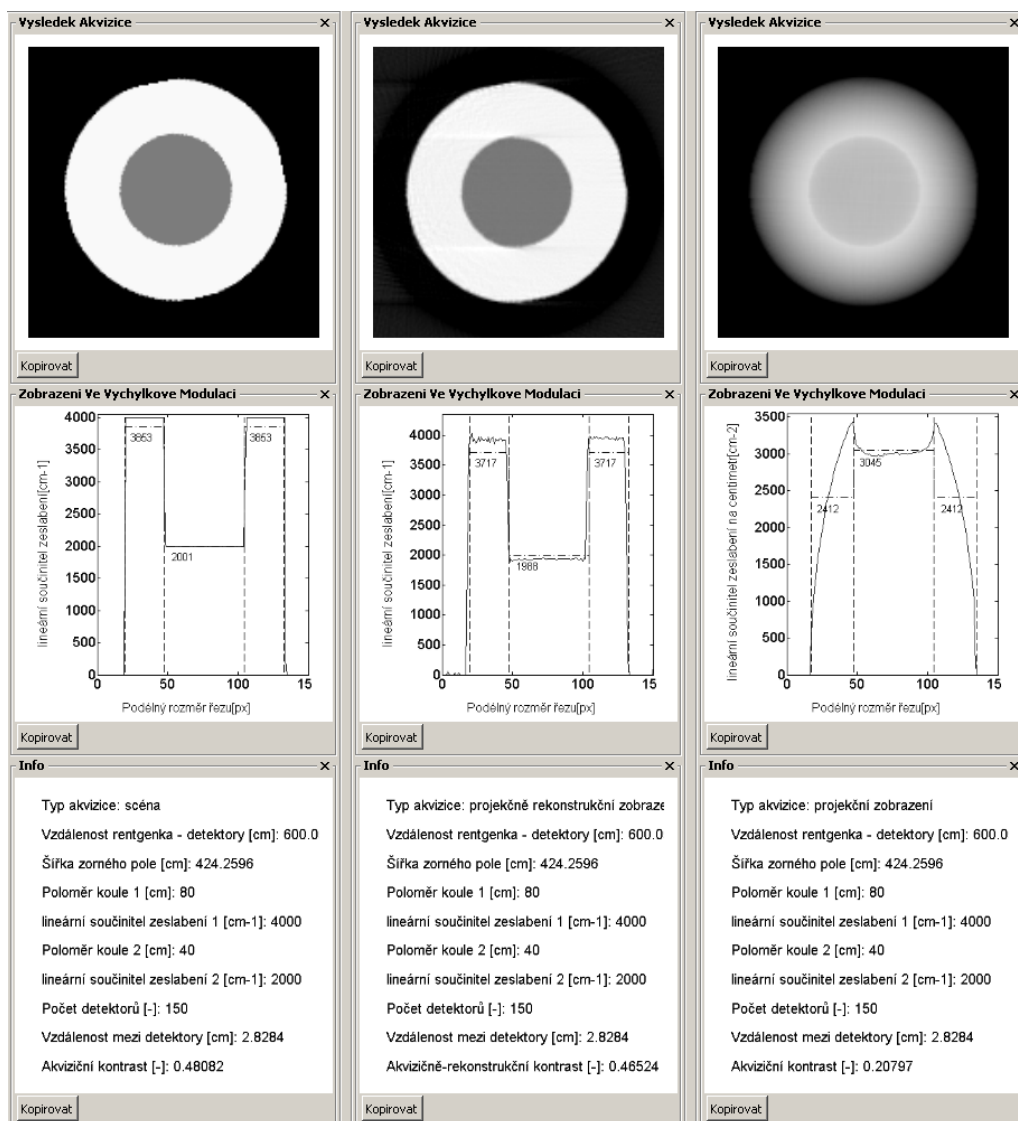
Vliv změny akvizičního kontrastu na velikost menší koule je dobře patrný jak ukazuje obrázek 10.6.

10.2.3 Vliv vzdálenosti rentgenka-detektory na poměrnou velikost průmětu koulí u projekčního zobrazení

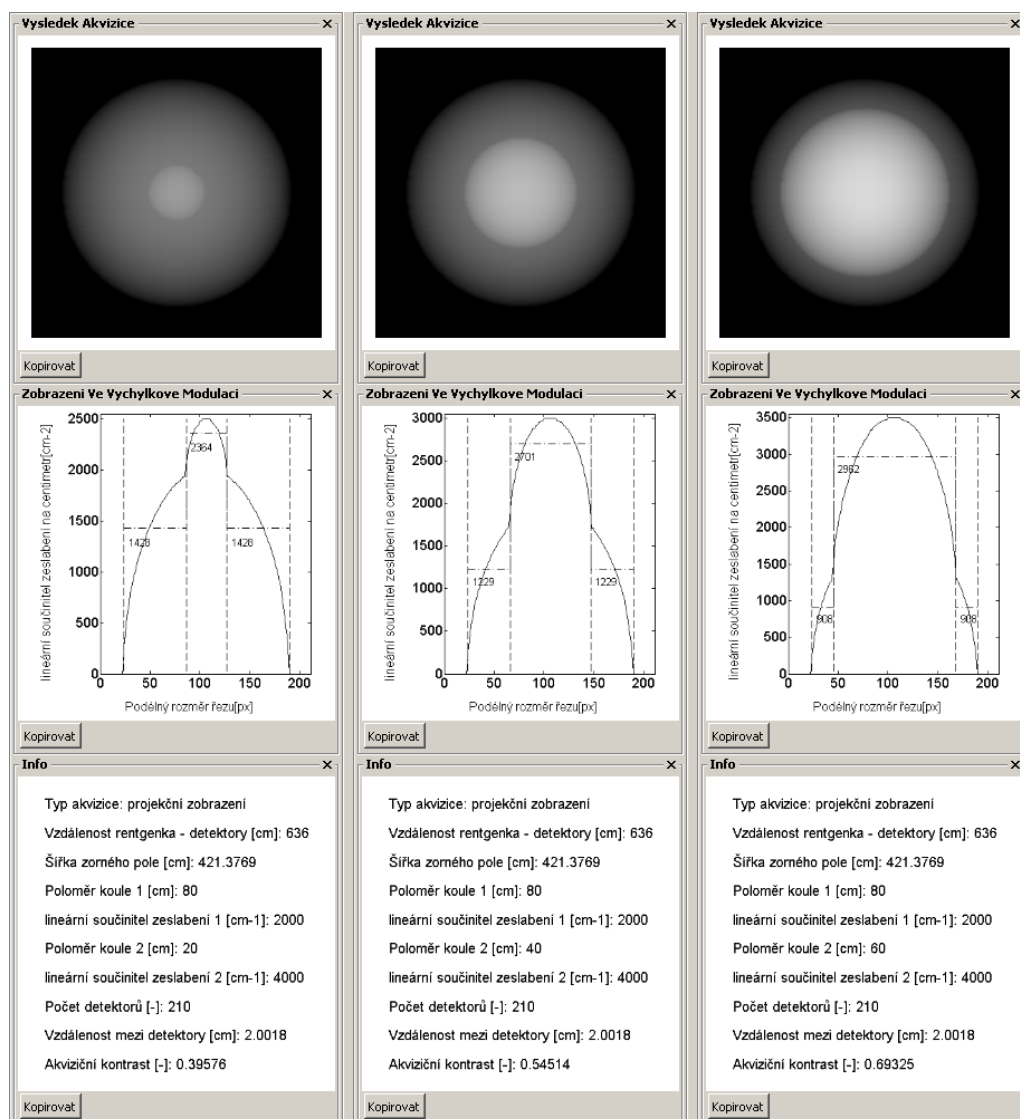
Tento jev není při tomto uspořádání příliš výrazný, takže se jemu nevěnuji.



Obr. 10.4: Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení: $\mu_1 = 2000$ $\mu_2 = 4000$



Obr. 10.5: Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení: $\mu_1 = 4000$ $\mu_2 = 2000$



Obr. 10.6: Závislost akvizičního kontrastu(dole) na velikosti menší koule(20, 40 , 60), velikost větší koule je konstantně 80

11 ZÁVĚR

V práci jsou vysvětleny základní principy sběru dat u projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení a jsou podrobně rozebrány algoritmy, jak tyto procesy simulovat v trojdimenzionální diskrétní formě. Je též vyzdvižen význam lineární interpolace při výpočtech. Sumační obraz a radonovu transformaci počítám vlastním algoritmem, pouze pro inverzní radonovu transformaci je použito implementace z Matlabu. Dále jsem využil možnosti vizualizačního balíku VTK(C++) a poměrně podrobně jsem se seznámil s možnostmi moderní počítačové grafiky.

Výsledný program zahrnuje přehledné grafické rozhraní s 3D vizualizací akviziční geometrie, detekční geometrie a scény. Výpočty obrazů jsou prováděny v jazyce Matlab. Závislost akvizičního kontrastu na scéně je u projekčního zobrazení dobře prokazatelná (obrázky 10.4 10.5). Také bylo prokázáno, že u projekčně-rekonstrukčního zobrazení podobná výrazná závislost neexistuje.

Rychlost výpočtů je relativně pomalá a je limitující pro možnosti celého programu. Zpomalení je podmíněno použitím for cyklů v Matlabu. Přitom jejich přepis do jazyka C by mohl přinést dle mých odhadů zrychlení běhu programu o jeden až dva řády a umožnil by tak například simulaci partial volume artefaktu.

LITERATURA

- [1] DRASTICH, A. *Netelevizní zobrazovací systémy*. VUT v Brně, 2001.
- [2] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. VUT v Brně, 2004.
- [3] Papademetris, X. *Programming for Medical Image Analysis using VTK* [online] 2002 [cit. 2002-09-16]. Dostupný z WWW: <<http://noodle.med.yale.edu/papad/seminar/imageToImageFilter>>.
- [4] WIKI [online] 2009 . Dostupný z WWW: <<http://www.wiki.org>>.
- [5] WIKI *Transformation matrix* [online] 2009 . Dostupný z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Transformation_matrix>.
- [6] WIKI *Homogeneous coordinates* [online] 2009 . Dostupný z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Homogeneous_coordinates>.
- [7] Conti, J *VOL3D Volume (voxel) render a 3-D array* [online] 2004 . Dostupný z WWW: <<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/4927>>.
- [8] VTK [online] 2009 . Dostupný z WWW: <<http://www.vtk.org/>>.
- [9] Van Dam, A *CS123 introduction to computer graphics* [online] 2008 . Dostupný z WWW: <<http://www.cs.brown.edu/courses/cs123/lectures.htm>>.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

FT Fourierova transformace

PSF Point Spread Function – 2D impulzní charakteristika

MTF Modulation Transfer Function – Modulační transformační funkce

RTG Rentgen

ZS Zobrazovací systém

S/N signál/šum

Voxel Popisuje nejmenší část prostoru obrazu(3D), ve kterém lze vyhodnotit hodnotu primárního parametru.

VTK Visualization Toolkit - C++ knihovna určená pro vizualizace.

SEZNAM PŘÍLOH

A	Manuál k programu Akviziční kontrast	71
A.1	Část akvizice	71
A.2	Část akviziční kontrast	72
B	Návod do laboratoří	75
B.1	Akviziční kontrast při projekčním a projekčně-rekonstrukčním zobrazení	75

A MANUÁL K PROGRAMU AKVIZIČNÍ KONTRAST

Program akviziciční kontrast slouží tvoří laboratorní úlohu v předmětech zabývajících se procesem zobrazení. Se zaměřením na pojem akviziciční kontrast a modeluje vliv na něj při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení.

Je rozdělen na dvě základní části a to akvizice a akviziciční kontrast. Část akvizice slouží pro sběr obrazových dat, část akviziciční kontrast slouží pro shlednutí výsledků akvizice s vyhodnocením akvizicičního kontrastu.

A.1 Část akvizice

Grafické rozhraní části akvizice je vidět na obrázku A.2. Tato je rozdělena na čtyři části, z nichž každou z nich je možno volně zvětšovat či zmenšovat pomocí "Volný posun velikosti okna" (dle obrázku).

Vlevo nahoře je Obrázek nápovědy, který slouží k vysvětlení parametrů akvizice a scény (A.1).

Vpravo nahoře je pak okno s vizualizací scény, akviziciční a detekční geometrie. Ovládá se myší - tažením myši otáčím pohled, kolečkem myši zoomuji.

Vpravo dole je pak sada prvků pro ovládání této části programu.

Akvizice - tři tlačítka sloužící ke spuštění akvizice

- získej scénu - provede řez scénou,
- projekčně rekonstrukční zobrazení - provede radonovu a inverzní radonovu transformaci,
- projekční zobrazení - vypočte sumační obraz,

Nastavení akviziciční geometrie (dle A.1)

- FDD - nastaví vzdálenost rentgenka-detektorů,
- D - nastaví počet bodů řezu scénou/velikost čtvercové mozaiky detektorů při projekčním zobrazení/počet detektorů v řadě při projekčně rekonstrukčním zobrazení ,
- projekční zobrazení - vypočte sumační obraz,

Nastavení scény (dle A.1)

- r1 - poloměr větší koule ,

- r_2 - poloměr menší koule ,
- μ_1 (μ_1) - lineární součinitel zeslabení ve větší kouli,
- μ_2 (μ_2) - lineární součinitel zeslabení v menší kouli,

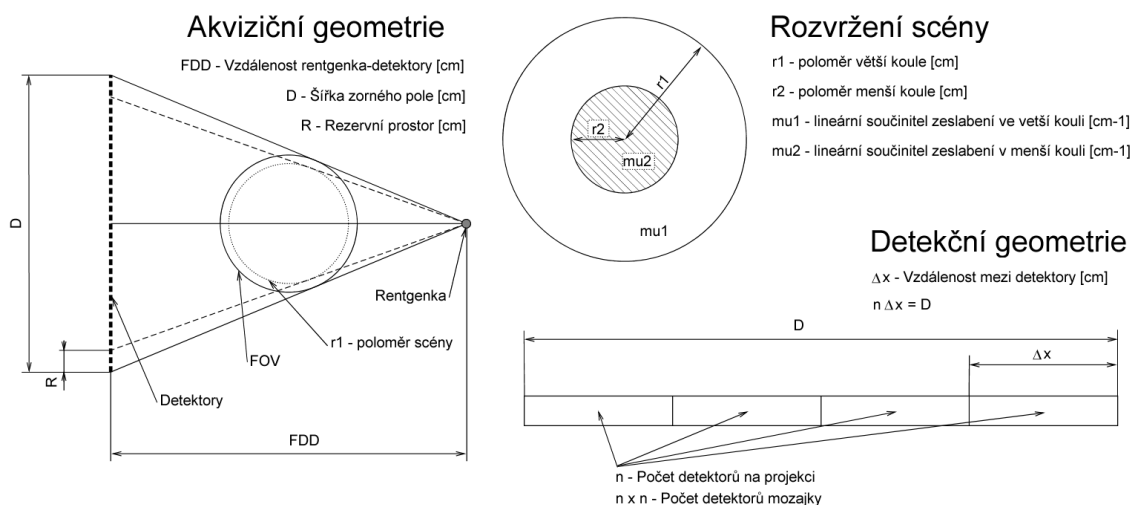
Nastavení detekční geometrie (dle A.1)

- d_x - vzdálenost mezi detektory ,
- n - počet detektorů ,

Checkbox otačet reprezentaci akviziční geometrie při projekčně-rekonstrukčním zobrazení - vypíná/zapíná vizualizaci otáčení akviziční geometrie při projekčně-rekonstrukčním zobrazení.

Všechny tyto parametry mají vliv na výsledný obraz při akvizici.

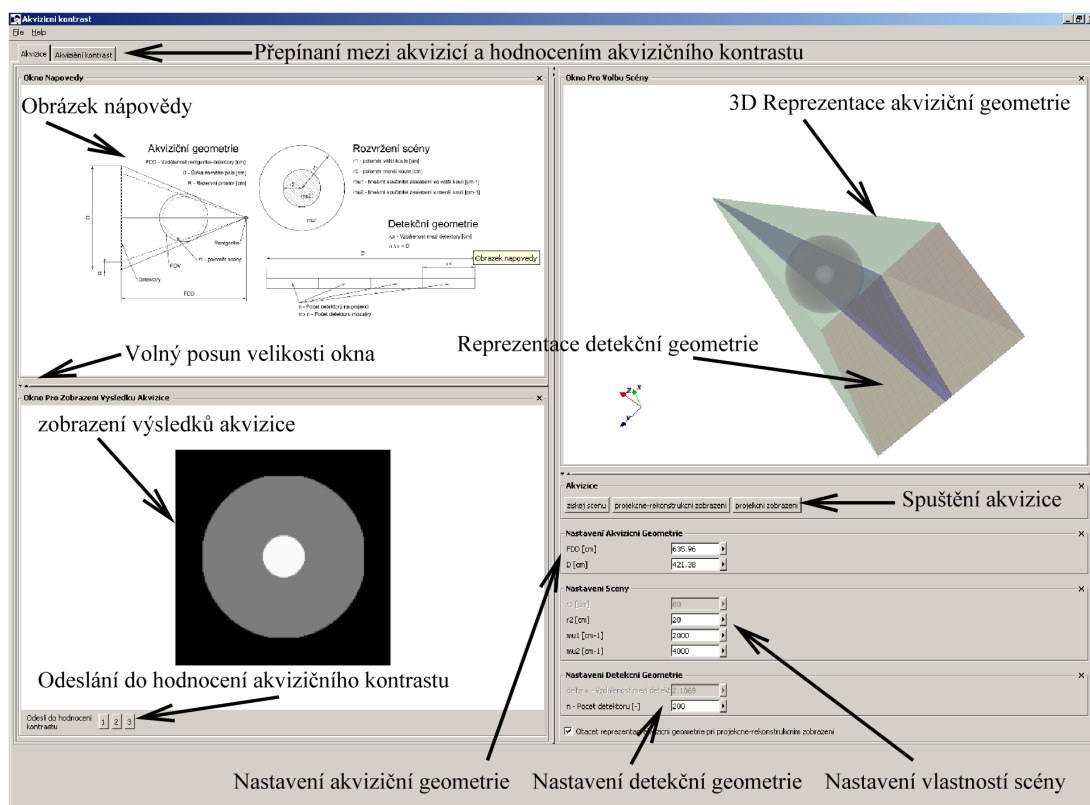
Nakonec vlevo dole je pak okno pro zobrazení výsledků akvizice, kde se zobrazuje výsledek poslední akvizice. Tento obraz (spolu s parametry použitými k akvizici) lze odtud odeslat do druhé části programu Akviziční kontrast. K tomu slouží tři tlačítka dole "1" "2" "3", které odešlou daný obraz do příslušného bloku části programu Akviziční kontrast.



Obr. A.1: Obrázek nápovědy sloužící k vysvětlení parametrů akvizice a scény

A.2 Část akviziční kontrast

Tato část je rozdělena na tři stejné nezávislé bloky, tak aby bylo možno přehledně porovnávat výsledky akvizice. Část akviziční kontrast je skoro celá neinteraktivní až na tlačítka kopírovat, které slouží ke kopírování jednotlivých obrázků do schránky.

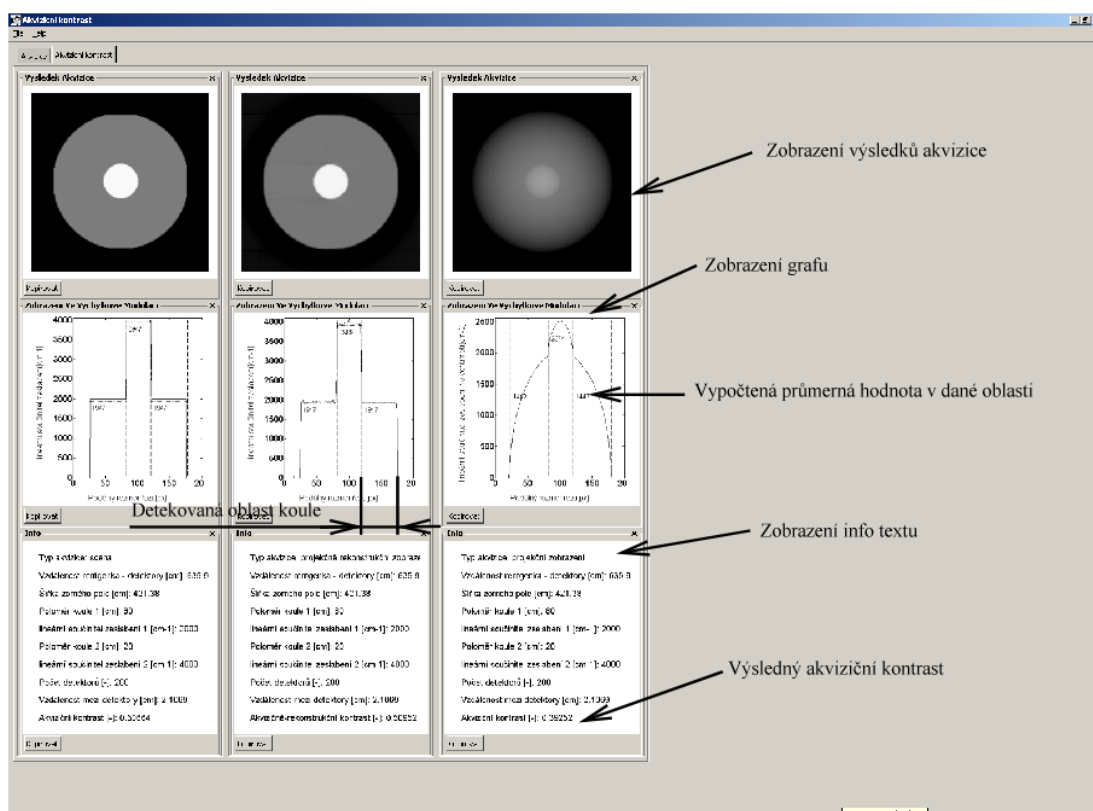


Obr. A.2: Část akvizice grafického rozhraní

V horní části je zobrazen výsledný obraz akvizice

V prostřední je zobrazen řez výsledným obrazem akvizice ve výchylkové modulaci. Podél X-ové osy jsou pak čárkovanou čarou vyznačeny oblasti, které odpovídají vlivu menší, či větší koule. Dále pak jsou v těchto oblastech vyznačeny průměrné hodnoty v těchto oblastech (horizontální čerchované čáry spolu s číselnou hodnotou).

Nakonec úplně dole je okno vypisující parametry akvizice, scény a nakonec je vypsán i výsledný akvizční kontrast.



Obr. A.3: Část akviziční kontrast grafického rozhraní

B NÁVOD DO LABORATOŘÍ

B.1 Akviziční kontrast při projekčním a projekčně-rekonstrukčním zobrazení

Využitý program: "Akviziční kontrast".

Základní idea:

- výpočet řezu scénou, projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení na speciální scéně při zvolené akviziční a detekční geometrii (obrázek B.1 vpravo nahoře),
- vyhodnocení akvizičního kontrastu ve výsledných obrazech.

Cíl:

Získat představu o pojmu akviziční kontrast a ukázat na jeho závislost na scéně při projekčním zobrazení.

Obsah laboratorního cvičení:

a) Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení ve scéně

b) Závislost akvizičního kontrastu při projekčním zobrazení na velikosti útvarů ve scéně.

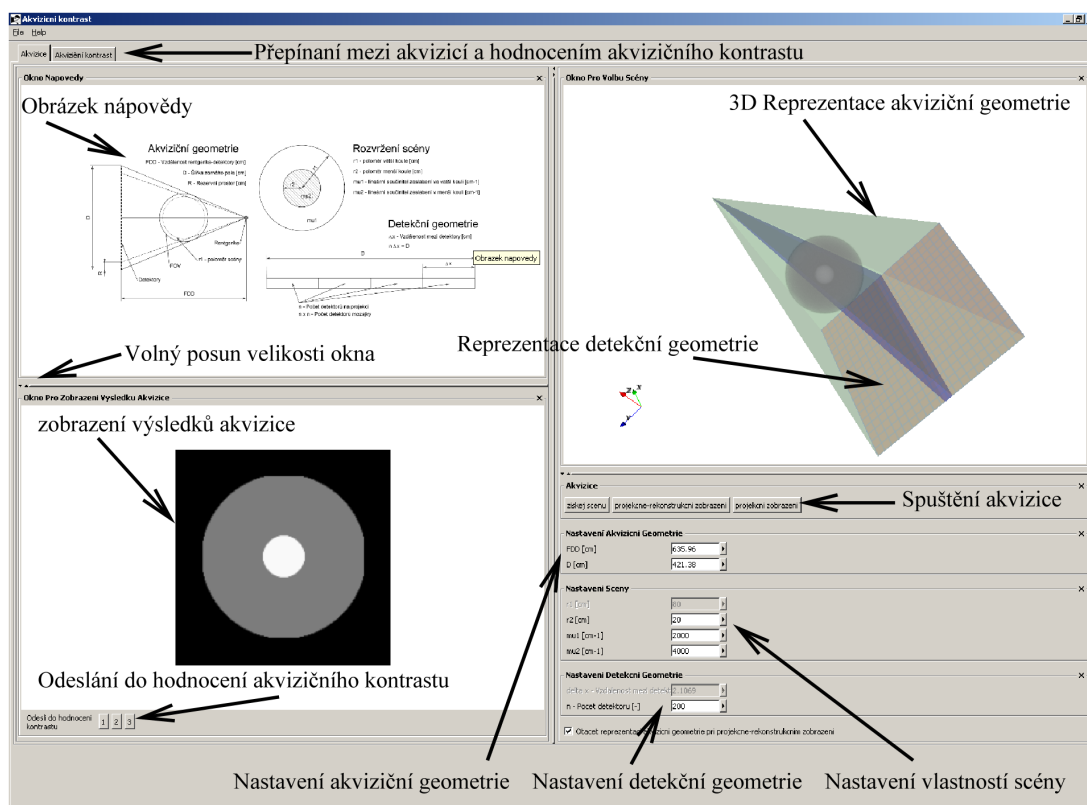
c) Vliv počtu detektorů(paprskových integrálu) na prostorové rozlišení v obraze.

Výchozí stav:

Je zvolena vhodná scéna a akviziční a detekční geometrie projekčního a projekčně-rekonstrukčního zobrazení (obrázek B.1 vpravo nahoře a B.2). Proveďte se výpočet obrazů jednotlivých zobrazení, které pak porovnáváme s přihlédnutím především na výsledný akviziční kontrast v obraze.

a) Závislost akvizičního kontrastu na hodnotách lineárního součinitele zeslabení ve scéně

- přepni si do "Akvizice" ,
- natoč si pohled kamery(tažením myši a kolečkem) pravého horního okna tak, aby byla dobře vidět akviziční, detekční geometrie i scéna.

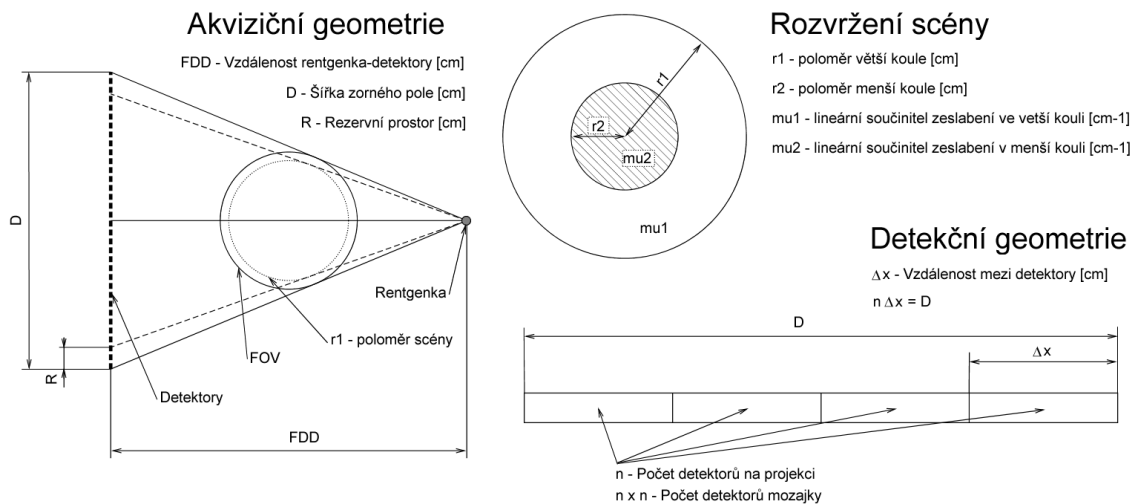


Obr. B.1: Část akvizice grafického rozhraní

- nastav FDD: 600, r2: 40, mu1: 2000, mu2: 4000, n: 150;
- získej scénu, odešli do akvizčního kontrastu 1(dole), projekčně-rekonstrukční zobrazení, odešli do akvizčního kontrastu 2, projekční zobrazení, odešli do akvizčního kontrastu 3;
- přepni do "akvizční kontrast", pozoruj rozdíly v obrazech a rozdíly v akvizčním kontrastu, kopíruj obrázky;
- opakuj předchozí dva kroky pro mu1: 4000, mu2: 2000

b) Závislost akvizčního kontrastu při projekčním zobrazení na velikosti útvarů ve scéně

- přepni si do "Akvizice" ,
- natoč si pohled kamery(tažením myši a kolečkem) pravého horního okna tak, aby byla dobře vidět akvizční, detekční geometrie i scéna.
- nastav FDD: 600, r2: 20, mu1: 2000, mu2: 4000, n: 150;



Obr. B.2: Obrázek nápovědy sloužící k vysvětlení parametrů akvizice a scény

- projekční zobrazení, odešli do akvizičního kontrastu 1;
- nastav r2: 40;
- projekční zobrazení, odešli do akvizičního kontrastu 2;
- nastav r2: 60;
- přepni do "akviziční kontrast", pozoruj rozdíly v obrazech a rozdíly v akvizičním kontrastu, kopíruj obrázky;

c) Vliv počtu detektorů(paprskových integrálů) na prostorové rozlišení v obraze

- přepni si do "Akvizice" ,
- natoč si pohled kamery(tažením myši a kolečkem) pravého horního okna tak, aby byla dobře vidět akviziční, detekční geometrie i scéna.
- nastav FDD: 600, r2: 40, mu1: 2000, mu2: 4000, n: 30;
- získej scénu, odešli do akvizičního kontrastu 1;
- nastav n: 60;
- získej scénu, odešli do akvizičního kontrastu 2;
- nastav n: 110;
- získej scénu, odešli do akvizičního kontrastu 3;
- přepni do "akviziční kontrast", pozoruj rozdíly v obrazech, kopíruj obrázky;

- opakuj projekční zobrazení a projekčně-rekonstrukční zobrazení;
- v případě potřeby kombinuj;